

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-135434

(43)Date of publication of application : 13.05.2003

(51)Int.Cl.

A61B 5/145  
A61B 5/0245

(21)Application number : 2001-332383

(71)Applicant : NIPPON KODEN CORP

(22)Date of filing : 30.10.2001

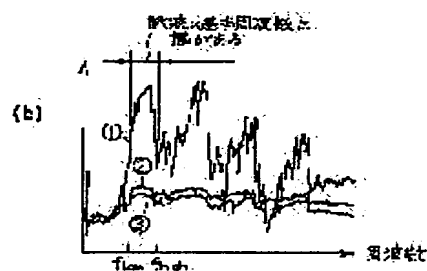
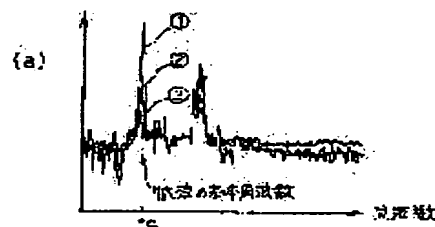
(72)Inventor : SHODA MASARU

## (54) SIGNAL PROCESSING METHOD AND PULSE WAVE SIGNAL PROCESSING METHOD

## (57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To display and compute an accurate oxygen saturation by eliminating noise such as body motions superimposed on pulse wave signals.

SOLUTION: The pulse waves of infrared light and red light are detected with a probe 1 and respective spectrums are obtained by Fourier transform. By using the ratio of the difference of the spectrums and one of the spectrums or the sum, a fundamental frequency of the pulse waves is obtained. Then, a filter using the fundamental frequency of the pulse waves and the frequency of a higher harmonic is formed and the pulse waves of the infrared light and the red light are respectively filtered by using the filter. The filtered pulse waves are displayed on a display part 11 and used for computing the accurate oxygen saturation.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

13.10.2004

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C): 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-135434

(P2003-135434A)

(43) 公開日 平成15年5月13日 (2003.5.13)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 5/145  
5/0245

A 6 1 B 5/14  
5/02

3 1 0 4 C 0 1 7  
3 1 0 H 4 C 0 3 8

審査請求 未請求 請求項の数33 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2001-332383(P2001-332383)

(22) 出願日 平成13年10月30日 (2001. 10. 30)

(71) 出願人 000230962

日本光電工業株式会社

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72) 発明者 鎗田 勝

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本  
光電工業株式会社内

(74) 代理人 100074147

弁理士 本田 崇

Fターム (参考) 4C017 AA09 AA12 AB03 AC26 BC07

BC11 BC16

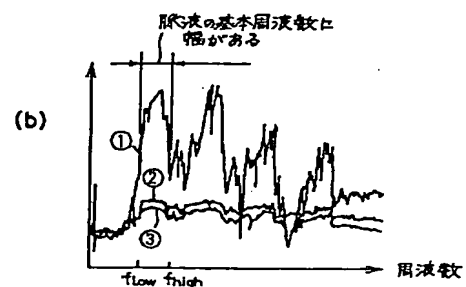
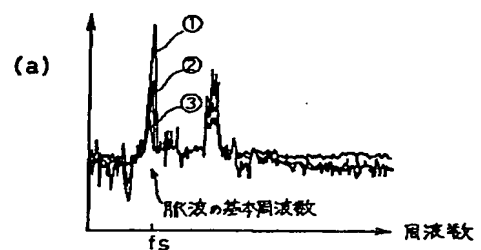
4C038 KK01 KM01 KX01

(54) 【発明の名称】 信号処理方法および脈波信号処理方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 脈波信号に重畳した体動等のノイズを除去して表示し、精度のよい酸素飽和度を演算する。

【解決手段】 プローブ1により赤外光と赤色光の脈波を検出し、それぞれのスペクトルをフーリエ変換により求める。それらのスペクトルの差分と、いずれかのスペクトルまたはその和との比を用いて、脈波の基本周波数を求める。次に、その脈波の基本周波数とその高調波の周波数を用いたフィルタを形成し、そのフィルタを用いて赤外光と赤色光の脈波をそれぞれフィルタリングする。フィルタされた脈波は表示部11に表示され、また精度のよい酸素飽和度を演算するために用いられる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 同じ基本周波数を有し連続する第1の信号IRおよび第2の信号RDを処理する信号処理方法において、

前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDのそれぞれについて、所定期間において、周波数スペクトルまたは周波数パワースペクトルを演算し、前記第1の信号IRの第1スペクトルSpc. IRと、前記第2の信号RDの第2スペクトルSpc. RDを演算するスペクトル演算ステップと、

前記スペクトル演算ステップにより演算された前記第1スペクトルSpc. IRおよび前記第2スペクトルSpc. RDを用い、周波数軸上で、相互の差をとるスペクトル演算、または相互の差をとるスペクトル演算に加え、さらに正規化するスペクトル演算を行った結果に基づいて前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDの基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、

を含むことを特徴とする信号処理方法。

【請求項2】 請求項1に記載の信号処理方法において、

基本周波数演算ステップにおいては、

$(\text{Spc. IR} - \text{Spc. RD}) / \text{Spc. RD}$ 、

$(\text{Spc. IR} - \text{Spc. RD}) / \text{Spc. IR}$ 、

$(\text{Spc. IR} - \text{Spc. RD}) / (\text{Spc. IR} + \text{Spc. RD})$ 、

$\{1 - (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR})\} / (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR})$ 、

$\{1 - (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR})\} / (\text{Spc. IR} / \text{Spc. IR})$ 、または

$\{1 - (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR})\} / \{1 + (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR})\}$

のうちいずれかのスペクトル演算の結果に基づいて、前記基本周波数を演算することを特徴とする信号処理方法。

【請求項3】 同じ基本周波数を有し連続する第1の信号IRおよび第2の信号RDを処理する信号処理方法において、

前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDのそれぞれについて、所定期間において、周波数スペクトルまたは周波数パワースペクトルを演算し、前記第1の信号IRから第1スペクトルSpc. IRを、前記第2の信号RDから第2スペクトルSpc. RDを演算するスペクトル演算ステップと、

前記スペクトル演算ステップによる前記第1スペクトルSpc. IRおよび前記第2スペクトルSpc. RDを所定回数分、加算平均するスペクトル加算平均演算ステップと、

前記スペクトル加算平均演算ステップにより加算平均された前記第1スペクトルAv. Spc. RD および加算平均された前記第2スペクトルAv. Spc. RD を用い、周波数軸上で、相互の差をとるスペクトル演算または相互の差をとるスペクトル演算に加え、さらに正規化するスペクトル演算を行った結果に基づいて、前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDの基本周波数を演算する基本周波数演

算ステップと、

を含むことを特徴とする信号処理方法。

【請求項4】 請求項3に記載の信号処理方法において、

前記基本周波数演算ステップにおいては、

$(\text{Av. Spc. IR} - \text{Av. Spc. RD}) / \text{Av. Spc. RD}$ 、

$(\text{Av. Spc. IR} - \text{Av. Spc. RD}) / \text{Av. Spc. IR}$ 、

$(\text{Av. Spc. IR} - \text{Av. Spc. RD}) / (\text{Av. Spc. IR} + \text{Av. Spc. RD})$ 、

$\{1 - (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR})\} / (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR})$ 、

$\{1 - (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR})\} / (\text{Av. Spc. IR} / \text{Av. Spc. IR})$ 、または

$\{1 - (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR})\} / \{1 + (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR})\}$

のうちいずれかのスペクトル演算の結果に基づいて、前記基本周波数を演算することを特徴とする信号処理方法。

【請求項5】 請求項1乃至請求項4のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、

さらに、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数およびその高調波の周波数を用いてフィルタを形成するフィルタ形成ステップと、

前記フィルタ形成ステップにより形成されたフィルタにより、少なくとも前記第1の信号IRまたは前記第2の信号RDをフィルタリングするフィルタリングステップと、を含むことを特徴とする信号処理方法。

【請求項6】 請求項5に記載の信号処理方法において、

前記フィルタ形成ステップは、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数が複数ある場合には、各基本周波数とその各々の高調波の周波数を用いてフィルタを形成することを特徴とする信号処理方法。

【請求項7】 請求項5または請求項6に記載の信号処理方法において、

前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタの特性は、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心として幅を持った矩形状であることを特徴とする信号処理方法。

【請求項8】 請求項5または請求項6に記載の信号処理方法において、

前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタは、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心としたガウス特性フィルタであることを特徴とする信号処理方法。

【請求項9】 請求項1乃至請求項8のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、

前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDはいずれも脈波信号であることを特徴とする信号処理方法。

【請求項10】 請求項5乃至請求項8のうちいずれか

1つに記載の信号処理方法において、  
前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDはいずれも脈波信号であり、  
さらに、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号IRまたは前記第2の信号RDのうちフィルタリングした方の信号を表示するステップと、  
を含むことを特徴とする信号処理方法。

【請求項11】 請求項5乃至請求項8のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、  
前記第1の信号IRは生体の動脈を透過または反射した赤外光により得られた脈波信号であり、  
前記第2の信号RDは生体の動脈を透過または反射した赤色光により得られた脈波信号であり、  
前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDのいずれをもフィルタリングし、  
さらに、前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた前記第1の信号IRまたは前記第2の信号RDを用いて酸素飽和度を演算する酸素飽和度演算ステップと、  
を含むことを特徴とする信号処理方法。

【請求項12】 周期性を有し連続する信号を検出する信号検出ステップと、  
前記信号検出ステップにより検出された信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、  
前記基本周波数演算ステップより演算された信号の基本周波数とその高調波の周波数を用いてフィルタリング周波数を形成するフィルタ形成ステップと、  
前記フィルタフィルタにより形成されたフィルタを用いて、前記信号をフィルタリングするフィルタリングステップと、  
を含むことを特徴とする信号処理方法。

【請求項13】 同じ基本周波数を有し連続する第1の信号および第2の信号を処理する信号処理方法において、  
前記第1の信号および前記第2の信号を検出するステップと、  
前記第1の信号および前記第2の信号のうち少なくともいずれか一方を用いて信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、  
前記基本周波数演算ステップにより演算された基本周波数とその高調波の周波数を用いてフィルタを形成するフィルタ形成ステップと、  
を含むことを特徴とする信号処理方法。

【請求項14】 請求項13に記載の信号処理方法において、  
前記フィルタ形成ステップは、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数が複数ある場合には、各基本周波数とその各々の高調波の周波数を用いてフィルタを形成することを特徴とする信号処理方法。

【請求項15】 請求項13または請求項14に記載の

信号処理方法において、

前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタの特性は、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心として幅を持った矩形状であることを特徴とする信号処理方法。

【請求項16】 請求項13または請求項14に記載の信号処理方法において、

前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタは、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心としたガウス特性フィルタであることを特徴とする信号処理方法。

【請求項17】 請求項12乃至請求項16のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、  
前記第1の信号および前記第2の信号はいずれも脈波信号であることを特徴とする信号処理方法。

【請求項18】 請求項12乃至請求項16のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、  
前記第1の信号および前記第2の信号はいずれも脈波信号であり、  
さらに、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号または前記第2の信号のうちフィルタリングした方の信号を表示するステップと、  
を含むことを特徴とする信号処理方法。

【請求項19】 請求項12乃至請求項16のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、  
前記第1の信号は生体の動脈を透過または反射した赤外光により得られた脈波信号であり、  
前記第2の信号は生体の動脈を透過または反射した赤色光により得られた脈波信号であり、  
前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号および前記第2の信号のいずれをもフィルタリングし、  
さらに、前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた前記第1の信号または前記第2の信号を用いて酸素飽和度を演算する酸素飽和度演算ステップと、  
を含むことを特徴とする信号処理方法。

【請求項20】 同じ基本周波数を有する生体の第1の脈波信号と第2の脈波信号を処理する脈波信号処理方法において、

前記第1の脈波信号の脈動成分 $\Delta A1$ を検出する第1の脈動成分検出ステップと、

前記第2の脈波信号の脈動成分 $\Delta A2$ を検出する第2の脈動成分検出ステップと、

前記第1の脈波信号の脈動成分と前記第2の脈波信号の脈動成分の差を演算する脈動成分演算ステップと、

所定期間において、周波数スペクトルまたは周波数パワースペクトルを演算し、前記脈波信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、

を含むことを特徴とする脈波信号処理方法。

【請求項21】 同じ基本周波数を有する生体の第1の脈波信号と第2の脈波信号を処理する脈波信号処理方法

において、

前記第1の脈波信号の脈動成分 $\Delta A_1$ を検出する第1の脈動成分検出ステップと、

前記第2の脈波信号の脈動成分 $\Delta A_2$ を検出する第2の脈動成分検出ステップと、

前記第1の脈波信号の脈動成分と前記第2の脈波信号の脈動成分の差を演算する脈動成分演算ステップと、

所定期間において、周波数スペクトルまたは周波数パワースペクトルを演算することを所定回数行うスペクトル演算ステップと、

前記所定回数分演算されたスペクトルを加算平均するスペクトル加算平均演算ステップと、

前記加算平均されたスペクトルから前記脈波信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、

を含むことを特徴とする脈波信号処理方法。

【請求項22】 請求項20または請求項21のうちいずれか1つに記載の脈波信号処理方法において、

前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数およびその高調波の周波数を用いてフィルタを形成するフィルタ形成ステップと、

前記フィルタ形成ステップにより形成されたフィルタにより、少なくとも前記第1の脈波信号または前記第2の脈波信号をフィルタリングするフィルタリングステップと、

を含むことを特徴とする脈波信号処理方法。

【請求項23】 請求項22に記載の脈波信号処理方法において、

前記フィルタ形成ステップは、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数が複数ある場合には、各基本周波数とその各々の高調波の周波数を用いてフィルタを形成することを特徴とする脈波信号処理方法。

【請求項24】 請求項22または請求項23に記載の脈波信号処理方法において、

前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタの特性は、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心として幅を持った矩形状であることを特徴とする脈波信号処理方法。

【請求項25】 請求項22または請求項23に記載の脈波信号処理方法において、

前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタは、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心としたガウス特性フィルタであることを特徴とする脈波信号処理方法。

【請求項26】 請求項22乃至請求項25のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、

さらに、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号または前記第2の信号のうちフィルタリングした方の信号を表示するステップと、

を含むことを特徴とする信号処理方法。

【請求項27】 請求項22乃至請求項25のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、

前記第1の脈波信号は生体の動脈を透過または反射した赤色光により得られた脈波信号であり、

前記第2の脈波信号は生体の動脈を透過または反射した赤外光により得られた脈波信号であり、

前記フィルタリングステップにおいて前記第1の脈波信号および前記第2の脈波信号のいずれをもフィルタリングし、

10 さらに、前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた前記第1の脈波信号または前記第2の脈波信号を用いて酸素飽和度を演算する酸素飽和度演算ステップと、

を含むことを特徴とする信号処理方法。

【請求項28】 生体において脈拍または心拍の周波数を検出する基本周波数検出ステップと、

前記基本周波数検出ステップより検出された前記脈拍または前記心拍の周波数とその高調波の周波数を用いてフィルタリング周波数を形成するフィルタ形成ステップと、

20

前記フィルタフィルタにより形成されたフィルタを用いて、脈波信号をフィルタリングするフィルタリングステップと、

を含むことを特徴とする脈波信号処理方法。

【請求項29】 請求項28に記載の脈波信号処理方法において、

前記フィルタ形成ステップは、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数が複数ある場合には、各基本周波数とその各々の高調波の周波数を用いてフィルタを形成することを特徴とする脈波信号処理方法。

【請求項30】 請求項28または請求項29に記載の脈波信号処理方法において、

前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタの特性は、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心として幅を持った矩形状であることを特徴とする脈波信号処理方法。

【請求項31】 請求項28または請求項29に記載の脈波信号処理方法において、

40 前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタは、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心としたガウス特性フィルタであることを特徴とする脈波信号処理方法。

【請求項32】 請求項28乃至請求項31のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、さらに前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた脈波信号を表示するステップと、

を含むことを特徴とする脈波信号処理方法。

【請求項33】 請求項28乃至請求項31のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、

前記脈波信号は生体の動脈を透過または反射した赤外光により得られた第1脈波信号、および生体の動脈を透過または反射した赤色光により得られた第2脈波信号であり、

前記フィルタリングステップにおいて前記第1脈波および前記第2脈波信号のいずれをもフィルタリングし、さらに、前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた前記第1脈波および前記第2脈波信号を用いて酸素飽和度を演算する酸素飽和度演算ステップと、を含むことを特徴とする脈波信号処理方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、信号処理方法に関し、特に、パルスフォトメトリによる酸素飽和度測定等において用いることができる脈波のノイズ除去に関する。

【0002】

【従来の技術】動脈血の酸素飽和度を非観血的に連続測定するには、従来からパルスオキシメータが用いられている。このパルスオキシメータでは、プローブを被験者の指先や耳朶に装着し、プローブから赤と赤外の異なる波長の光を生体に時分割に照射して、異なる2波長の透過光または反射光から得られる吸光度の脈動成分の比から酸素飽和度Sを測定するものである。赤色光にはたとえば660nmの基準波長が用いられるとともに、赤外光にはたとえば940nmの波長が用いられ、プローブ内にはこれらの波長を発する2つの発光ダイオードと受光用の1つのフォトダイオードが内蔵されている。いま、赤色光の波長の吸光度の脈動成分を $\Delta A_1$ 、赤外光の波長の吸光度の脈動成分を $\Delta A_2$ とすると、異なる2波長の吸光度の比 $\Phi$ は、次式で与えられる。

$$\Phi = \Delta A_1 / \Delta A_2$$

酸素飽和度Sは、この吸光度の比 $\Phi$ の関数fとして算出することができる。

$$S = f(\Phi)$$

【0003】このようなパルスオキシメータでは、測定中に患者に体動等が起きると、プローブで検出される脈波にノイズ成分が混入してしまい、正確に酸素飽和度Sを測定できなくなる。そこで、このようなノイズの影響を除去する試みが従来からいろいろとなされている。

【0004】特開平2-172443号では、オキシメータにおいて、脈拍を検出し、光電脈波信号に対し脈拍の周波数に基づいて周波数フィルタリングを行う技術が記載されている。ここでは、具体的な脈波数の検出方法としては、受光部の出力を対数変換し、その対数変換された出力から得られた脈波信号を二値化し、さらにその所定個数の二値化脈波信号の周期を求め、その周期の逆数から脈拍数を求めている、と記述されている。さらに、周波数フィルタリングは、脈拍数が小さいときは選択周波数の低いバンドパスフィルタを、脈拍数が中程度

のときは中程度の選択周波数のバンドパスフィルタを、脈拍数が大きいときは選択周波数の高いバンドパスフィルタを用いる、と記述されている。

【0005】しかしながら、このような発明には次のような問題があった。

＜二値化の問題点＞体動が生じると、脈波の信号は、体動により生じるノイズと混在し、埋もれることになる。この体動ノイズが混在した脈波信号を対数演算すれば、対数演算された体動成分の対数演算された脈波成分に対する比は、対数演算前の体動成分の対数演算前の脈波成分に対する比よりも、小さくなる。上記従来の技術では、対数演算された体動ノイズが混在した脈波信号を二値化演算によりある閾値で1または0に振り分ける。しかし、ノイズ成分が必ずしも脈波成分より小さくならないことから、ノイズ成分でありながら二値化により1に振り分けられる可能性が極めて強い。これでは、脈拍数の検出は精度よく行うことはできない。

＜バンドパスフィルタの問題点＞ノイズを除去するためにバンドパスフィルタを用いることのみでは、ノイズ成分が通過帯域内にある場合は、脈波にノイズが混入する。すなわち脈波がうまく抽出できない。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、上記問題点を解決するためになされたものであり、その目的は、

(1) 精度よく信号の基本周波数を演算し、(2) その基本周波数とその高周波の周波数をフィルタリング周波数として用いて信号処理を行うことにより、信号の有する特徴的な周波数成分を抽出して信号を形成することにある。特に、動脈の酸素飽和度測定への適用においては、体動等によるノイズが重畳された脈波であっても、あるいは脈波に変動が生じている場合であっても、精度よく脈拍の基本周波数を測定し、その基本周波数とその高調波の周波数をフィルタリング周波数として用いて脈波信号を処理することにより、ノイズが重畳された脈波から特徴的な周波数成分を抽出して脈波信号を形成し、ノイズを除去し、本来の脈波を再現することができる。さらに、ノイズが除去された脈波から、パルスフォトメトリによる酸素飽和度を、精度よく測定する装置を提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の請求項1に係る信号処理方法は、同じ基本周波数を有し連続する第1の信号IRおよび第2の信号RDを処理する信号処理方法において、前記第1の信号IRおよび前記第2の信号Rのそれぞれについて、所定期間において、周波数スペクトルまたは周波数パワースペクトルを演算し、前記第1の信号IRの第1スペクトルSpec. IRと、前記第2の信号RDの第2スペクトルSpec. RDを演算するスペクトル演算ステップと、前記スペクトル演算ステップにより演算された前記第1スペクトルSpec. IRおよび前記第2スペクトルSpec. RD

を用い、周波数軸上で、相互の差をとるスペクトル演算、または相互の差をとるスペクトル演算に加え、さらに正規化するスペクトル演算を行った結果に基づいて前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDの基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、信号にノイズが含まれていても精度よく信号の基本周波数を演算するためである。

【0008】本発明の請求項2に係る信号処理方法は、請求項1に記載の信号処理方法において、基本周波数演算ステップにおいては、

$$\begin{aligned} & (\text{Spc. IR} - \text{Spc. RD}) / \text{Spc. RD} , \\ & (\text{Spc. IR} - \text{Spc. RD}) / \text{Spc. IR} , \\ & (\text{Spc. IR} - \text{Spc. RD}) / (\text{Spc. IR} + \text{Spc. RD}) , \\ & \{ 1 - (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR}) \} / (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR}) , \\ & \{ 1 - (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR}) \} / (\text{Spc. IR} / \text{Spc. RD}) , \text{または} \\ & \{ 1 - (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR}) \} / \{ 1 + (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR}) \} \end{aligned}$$

のうちのいずれかのスペクトル演算の結果に基づいて、前記基本周波数を演算する。これにより基本周波数をより抽出しやすくするためである。

【0009】本発明の請求項3に係る信号処理方法は、同じ基本周波数を有し連続する第1の信号IRおよび第2の信号RDを処理する信号処理方法において、前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDのそれぞれについて、所定期間において、周波数スペクトルまたは周波数パワースペクトルを演算し、前記第1の信号IRから第1スペクトルSpc. IRを、前記第2の信号RDから第2スペクトルSpc. RDを演算するスペクトル演算ステップと、前記スペクトル演算ステップによる前記第1スペクトルSpc. IRおよび前記第2スペクトルSpc. RDを所定回数分、加算平均するスペクトル加算平均演算ステップと、前記スペクトル加算平均演算ステップにより加算平均された前記第1スペクトルAv. Spc. RD および加算平均された前記第2スペクトルAv. Spc. RD を用い、周波数軸上で、相互の差をとるスペクトル演算または相互の差をとるスペクトル演算に加え、さらに正規化するスペクトル演算を行った結果に基づいて、前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDの基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、を含むことを特徴とする。スペクトルの加算平均演算を用いることにより、スペクトルに現れるノイズを抑制して信号の基本周波数を演算するためである。

【0010】本発明の請求項4に係る信号処理方法は、請求項3に記載の信号処理方法において、前記基本周波数演算ステップにおいては、

$$\begin{aligned} & (\text{Av. Spc. IR} - \text{Av. Spc. RD}) / \text{Av. Spc. RD} , \\ & (\text{Av. Spc. IR} - \text{Av. Spc. RD}) / \text{Av. Spc. IR} , \\ & (\text{Av. Spc. IR} - \text{Av. Spc. RD}) / (\text{Av. Spc. IR} + \text{Av. Spc. RD}) , \end{aligned}$$

$$\{ 1 - (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR}) \} / (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR}) ,$$

$$\{ 1 - (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR}) \} / (\text{Av. Spc. IR} / \text{Av. Spc. IR}) , \text{または}$$

$$\{ 1 - (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR}) \} / \{ 1 + (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR}) \}$$

のうちのいずれかのスペクトル演算の結果に基づいて、前記基本周波数を演算することを特徴とする。これにより基本周波数をより抽出しやすくするためである。

10 【0011】本発明の請求項5に係る信号処理方法は、請求項1乃至請求項4のうちのいずれか1つに記載の信号処理方法において、さらに、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数およびその高調波の周波数を用いてフィルタを形成するフィルタ形成ステップと、前記フィルタ形成ステップにより形成されたフィルタにより、少なくとも前記第1の信号IRまたは前記第2の信号RDをフィルタリングするフィルタリングステップと、を含むことを特徴とする。これにより、ノイズが除去された信号から信号の特徴的な周波数成分である基本周波数成分とその高調波の周波数成分を抽出し信号を形成するためである。

【0012】本発明の請求項6に係る信号処理方法は、請求項5に記載の信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップは、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数が複数ある場合には、各基本周波数とその各々の高調波の周波数を用いてフィルタを形成することを特徴とする。これにより、基本周波数が変動した場合であっても、各基本周波数成分とその各々の高調波の周波数成分を抽出し信号を形成するためである。

【0013】本発明の請求項7に係る信号処理方法は、請求項5または請求項6に記載の信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタの特性は、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心として幅を持った矩形状であることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をも取り込んで信号を形成するためである。

【0014】本発明の請求項8に係る信号処理方法は、請求項5または請求項6に記載の信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタは、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心としたガウス特性フィルタであることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をガウス分布的に取り込んで信号を形成するためである。

【0015】本発明の請求項9に係る信号処理方法は、請求項1乃至請求項8のうちのいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDはいずれも脈波信号であることを特徴とする。こ

れにより生体の脈波信号から基本周波数と求め、その特徴的な周波数成分を抽出し脈波を形成するためである。

【0016】本発明の請求項10に係る信号処理方法は、請求項5乃至請求項8のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDはいずれも脈波信号であり、さらに、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号IRまたは前記第2の信号RDのうちフィルタリングした方の信号を表示するステップと、を含むことを特徴とする。これにより生体の脈波信号から脈波の特徴的な周波数成分を抽出して脈波を形成し、表示するためである。

【0017】本発明の請求項11に係る信号処理方法は、請求項5乃至請求項8のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の信号IRは生体の動脈を透過または反射した赤外光により得られた脈波信号であり、前記第2の信号RDは生体の動脈を透過または反射した赤色光により得られた脈波信号であり、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号IRおよび前記第2の信号Rのいずれをもフィルタリングし、さらに、前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた前記第1の信号IRまたは前記第2の信号RDを用いて酸素飽和度を演算する酸素飽和度演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、フィルタされた脈波を用いて精度よく酸素飽和度を演算するためである。

【0018】本発明の請求項12に係る信号処理方法は、周期性を有し連続する信号を検出する信号検出ステップと、前記信号検出ステップにより検出された信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、前記基本周波数演算ステップより演算された信号の基本周波数とその高調波の周波数を用いてフィルタリング周波数を形成するフィルタ形成ステップと、前記フィルタフィルタにより形成されたフィルタを用いて、前記信号をフィルタリングするフィルタリングステップと、を含むことを特徴とする。これにより、周期性を有し連続する信号について、基本周波数とその高調波の周波数の周波数成分を抽出し信号を形成するためである。

【0019】本発明の請求項13に係る信号処理方法は、同じ基本周波数を有し連続する第1の信号および第2の信号を処理する信号処理方法において、前記第1の信号および前記第2の信号を検出するステップと、前記第1の信号および前記第2の信号のうち少なくともいずれか一方を用いて信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、前記基本周波数演算ステップにより演算された基本周波数とその高調波の周波数を用いてフィルタを形成するフィルタ形成ステップと、を含むことを特徴とする。これにより同じ基本周波数を有し連続する2つの信号について、その基本周波数とその高調波の周波数の周波数成分を抽出し信号を形成するためのフィルタを形成するためである。

【0020】本発明の請求項14に係る信号処理方法

は、請求項13に記載の信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップは、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数が複数ある場合には、各基本周波数とその各々の高調波の周波数を用いてフィルタを形成することを特徴とする。これにより2つの信号の基本周波数が変動する場合であっても、その各基本周波数とその各々の高調波の周波数の周波数成分を抽出し信号を形成するためのフィルタを形成するためである。

【0021】本発明の請求項15に係る信号処理方法は、請求項13または請求項14に記載の信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタの特性は、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心として幅を持った矩形状であることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をも取り込んで信号を形成するためである。

【0022】本発明の請求項16に係る信号処理方法は、請求項13または請求項14に記載の信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタは、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心としたガウス特性フィルタであることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をガウス分布的に取り込んで信号を形成するためである。

【0023】本発明の請求項17に係る信号処理方法は、請求項12乃至請求項16のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の信号および前記第2の信号はいずれも脈波信号であることを特徴とする。これにより生体の脈波信号から基本周波数を求め、特徴的な周波数成分を抽出し脈波を形成するためである。

【0024】本発明の請求項18に係る信号処理方法は、請求項12乃至請求項16のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の信号および前記第2の信号はいずれも脈波信号であり、さらに、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号または前記第2の信号のうちフィルタリングした方の信号を表示するステップと、を含むことを特徴とする。これにより、フィルタされた脈波信号を表示するためである。

【0025】本発明の請求項19に係る信号処理方法は、請求項12乃至請求項16のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の信号は生体の動脈を透過または反射した赤外光により得られた脈波信号であり、前記第2の信号は生体の動脈を透過または反射した赤色光により得られた脈波信号であり、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号および前記第2の信号のいずれをもフィルタリングし、さらに、前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた前記第1の信号または前記第2の信号を用いて酸素飽和度を演



算する酸素飽和度演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、フィルタされた脈波を用いて精度よく酸素飽和度を演算するためである。

【0026】本発明の請求項20に係る脈波信号処理方法は、同じ基本周波数を有する生体の第1の脈波信号と第2の脈波信号を処理する脈波信号処理方法において、前記第1の脈波信号の脈動成分 $\Delta A1$ を検出する第1の脈動成分検出ステップと、前記第2の脈波信号の脈動成分 $\Delta A2$ を検出する第2の脈動成分検出ステップと、前記第1の脈波信号の脈動成分と前記第2の脈波信号の脈動成分の比 $\Phi$ を演算する脈動成分演算ステップと、所定期間において、周波数スペクトルまたは周波数パワースペクトルを演算し、前記脈波信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、脈動成分の差を演算することにより、脈波の基本周波数を求めるためである。

【0027】本発明の請求項21に係る脈波信号処理方法は、同じ基本周波数を有する生体の第1の脈波信号と第2の脈波信号を処理する脈波信号処理方法において、前記第1の脈波信号の脈動成分 $\Delta A1$ を検出する第1の脈動成分検出ステップと、前記第2の脈波信号の脈動成分 $\Delta A2$ を検出する第2の脈動成分検出ステップと、前記第1の脈波信号の脈動成分と前記第2の脈波信号の脈動成分の比 $\Phi$ を演算する脈動成分演算ステップと、所定期間において、周波数スペクトルまたは周波数パワースペクトルを演算することを所定回数行うスペクトル演算ステップと、前記所定回数分演算されたスペクトルを加算平均するスペクトル加算平均演算ステップと、前記加算平均されたスペクトルから前記脈波信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、脈動成分の差を演算して脈波の基本周波数を求めるためにあたって、スペクトルの加算平均を演算することにより、より脈波の基本周波数を抽出しやすくするためである。

【0028】本発明の請求項22に係る脈波信号処理方法は、請求項20または請求項21のうちのいずれか1つに記載の脈波信号処理方法において、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数およびその高調波の周波数を用いてフィルタを形成するフィルタ形成ステップと、前記フィルタ形成ステップにより形成されたフィルタにより、少なくとも前記第1の脈波信号または前記第2の脈波信号をフィルタリングするフィルタリングステップと、を含むことを特徴とする。これにより脈波信号について、その基本周波数とその高調波の周波数の周波数成分を抽出し脈波を形成するためのフィルタを形成するためである。

【0029】本発明の請求項23に係る脈波信号処理方法は、請求項22に記載の脈波信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップは、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数が複数ある場合

には、各基本周波数とその各々の高調波の周波数を用いてフィルタを形成することとを特徴とする。これにより脈波信号の基本周波数変動する場合であっても、その各基本周波数とその各々の高調波の周波数の周波数成分を抽出し脈波を形成するためのフィルタを形成するためである。

【0030】本発明の請求項24に係る脈波信号処理方法は、請求項22または請求項23に記載の脈波信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタの特性は、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心として幅を持った矩形状であることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をも取り込んで脈波信号を形成するためである。

【0031】本発明の請求項25に係る脈波信号処理方法は、請求項22または請求項23に記載の脈波信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタは、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心としたガウス特性フィルタであることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をガウス分布的に取り込んで脈波信号を形成するためである。

【0032】本発明の請求項26に係る脈波信号処理方法は、請求項22乃至請求項25のうちのいずれか1つに記載の信号処理方法において、さらに、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号または前記第2の信号のうちフィルタリングした方の信号を表示するステップと、を含むことを特徴とする。これにより、フィルタされた脈波信号を表示するためである。

【0033】本発明の請求項27に係る脈波信号処理方法は、請求項22乃至請求項25のうちのいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の脈波信号は生体の動脈を透過または反射した赤色光により得られた脈波信号であり、前記第2の脈波信号は生体の動脈を透過または反射した赤外光により得られた脈波信号であり、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の脈波信号および前記第2の脈波信号のいずれをもフィルタリングし、さらに、前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた前記第1の脈波信号または前記第2の脈波信号を用いて酸素飽和度を演算する酸素飽和度演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、フィルタされた脈波を用いて精度よく酸素飽和度を演算するためである。

【0034】本発明の請求項28に係る脈波信号処理方法は、生体において脈拍または心拍の周波数を検出する基本周波数検出ステップと、前記基本周波数検出ステップより検出された前記脈拍または前記心拍の周波数とその高調波の周波数を用いてフィルタリング周波数を形成するフィルタ形成ステップと、前記フィルタフィルタにより形成されたフィルタを用いて、脈波信号をフィルタ

リングするフィルタリングステップと、を含むことを特徴とする。これにより、脈拍または心拍の周波数から基本周波数を検出し、この基本周波数とその高調波の周波数を用いたフィルタにより脈波をフィルタリングし、脈波の特徴的な周波数成分を抽出し脈波を形成するためである。

【0035】本発明の請求項29に係る脈波信号処理方法は、請求項28に記載の脈波信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップは、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数が複数ある場合には、各基本周波数とその各々の高調波の周波数を用いてフィルタを形成することを特徴とする。これにより、脈波の基本周波数が変動した場合であっても、各基本周波数成分とその各々の高調波の周波数成分を抽出し脈波を形成するためである。

【0036】本発明の請求項30に係る脈波信号処理方法は、請求項28または請求項29に記載の脈波信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタの特性は、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心として幅を持った矩形状であることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をも取り込んで脈波信号を形成するためである。

【0037】本発明の請求項31に係る脈波信号処理方法は、請求項28または請求項29に記載の脈波信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタは、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心としたガウス特性フィルタであることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をガウス分布的に取り込んで脈波信号を抽出するためである。

【0038】本発明の請求項32に係る脈波信号処理方法は、請求項28乃至請求項31のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、さらに前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた脈波信号を表示するステップと、を含むことを特徴とする。これによりフィルタされた脈波を表示するためである。

【0039】本発明の請求項33に係る脈波信号処理方法は、請求項28乃至請求項31のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記脈波信号は生体の動脈を透過または反射した赤外光により得られた第1脈波信号、および生体の動脈を透過または反射した赤色光により得られた第2脈波信号であり、前記フィルタリングステップにおいて前記第1脈波および前記第2脈波信号のいずれをもフィルタリングし、さらに、前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた前記第1脈波および前記第2脈波号を用いて酸素飽和度を演算する酸素飽和度演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、フィルタされた脈波を用いて精度よく酸素飽和度を演算するためである。

【0040】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る脈波信号処理およびそれを利用したパルスオキシメータの実施の形態を、図面を参照しながら詳細に説明する。図1は、本発明の実施の形態のパルスオキシメータである。プローブ1は発光部2と受光部3を備え、これらにより指先（生体組織）4を挟持する構成となっている。発光部2は、第1波長光である赤色光（波長 $\lambda_1$ : 660nm）と第2波長光である赤外光（波長 $\lambda_2$ : 940nm）をそれぞれ発光する2つの発光ダイオードを備えている。発光部2は、発光部駆動回路5により駆動されるものであり、赤色光と赤外光は交互に発光される。受光部3はフォトダイオードを備え、指先の透過光を受光し、その透過光強度に応じた電気信号を出力するものである。受光部3の出力信号は受光信号増幅回路6で増幅され、復調回路7で復調されるようになっている。復調回路7は赤色光と赤外光に応じたそれぞれの信号を分けて出力する。これらの信号は、増幅器9a, 9bで増幅され、A/D変換器10a, 10bでデジタル信号に変換されて、CPU（セントラルプロセッシングユニット）8に入力されるようになっている。CPU8は、復調回路7と発光部駆動回路5を制御すると共に、A/D変換器10a, 10bから与えられる信号を処理して、その結果を表示部11に出力する。本発明では、この信号処理における脈波のノイズ除去処理に特徴がある。表示部に出力される結果は、ノイズが除去された脈波波形、脈拍数、SpO2値（酸素飽和度）である。

【0041】図2に本装置の大まかな処理フローを示す。測定が開始される（S10）と、プローブ1の発光部2から発光される赤色光、赤外光が交互に発光され、生体組織4を透過した赤色光、赤外光が交互に受光部3により検出される。そして、受光信号増幅回路6で増幅され、復調回路7で赤色光、赤外光に分けられ、A/D変換器10a, 10bによりA/D変換される。これにより脈波の検出が行われる（S11）。次に、赤外光および赤色光についての脈波それぞれについて、所定期間分のフーリエ変換を行い、それぞれのスペクトルの絶対値や、パワースペクトルの値を求める。パワースペクトルを求める方法に関しては、本明細書では詳述しないが赤外光および赤色光それぞれの所定期間における自己相関を求めた後、フーリエ変換して求めることもできる。そして、赤外光および赤色光についてのスペクトル演算などに基づいて、脈波の基本周波数を算出する（S12）。これは脈拍の周波数に相当する。そして、脈波の基本周波数とその高調波の周波数を透過させるマッチドフィルタを形成する（S13）。このマッチドフィルタを用いて脈波をフィルタリングする（S14）。フィルタされた脈波は表示部11に表示されるとともに、フィルタされた脈波から求めた脈拍とSpO2値（酸素飽和度）も表示器11に表示される。この一連の処理が連続

的に繰り返されることになる。以下、図2における「脈波の基本周波数の算出」S12から詳細に説明する。

#### 【0042】第1の実施の態様

第1の実施の態様を図3～図7を用いて説明する。赤外光（IR）および赤色光（RD）についての脈波はそれぞれサンプリング間隔16msecである。図3の最上段には、ノイズを含んだ赤外光（IR）および赤色光

（RD）が示されている。期間[i]は、1024個のサンプル数分の期間であり16.384秒（＝1024＊16msec）である。まず、期間[i]における赤外光（IR）および赤色光（RD）それぞれの1024個のデータサンプルを用いてフーリエ変換を行い、スペクトルの絶対値を求める。このスペクトルを示したのが図4（a）、図4（b）である。図4（a）には赤外光（IR）のスペクトル（Spc. IR）が、図4（b）には赤色光（RD）スペクトル（Spc. RD）が示されている。これからわかるように、脈波をフーリエ変換をしスペクトルを求めるまでは、ノイズ成分のスペクトルが大きく、脈波の基本周波数の検出は難しい。そこで、次の（1）～（3）のいずれかの演算を行うことにより脈波の基本周波数の検出が容易になることを見出した。ここでの演算は、同じ周波数ごとの各スペクトルの和差商演算をする。この（1）～（3）の演算で共通することは、分子として、赤外光（IR）スペクトル（Spc. IR）と赤色光（RD）スペクトル（Spc. RD）の差分を用いることである。

- (1) (Spc. IR - Spc. RD) / Spc. RD
- (2) (Spc. IR - Spc. RD) / Spc. IR
- (3) (Spc. IR - Spc. RD) / (Spc. IR + Spc. RD)

なお、これらの等価の演算式として次の（1）'～（3）'を用いても良い。

- (1)' { 1 - (Spc. RD / Spc. IR) } / (Spc. RD / Spc. IR)
- (2)' { 1 - (Spc. RD / Spc. IR) } / (Spc. IR / Spc. IR)
- (3)' { 1 - (Spc. RD / Spc. IR) } / { 1 + (Spc. RD / Spc. IR) }

ここで、（1）'～（3）'の演算で共通することは、分子として、{ 1 - (Spc. RD / Spc. IR) }を用いることである。なお、分母が零となることを回避するために、分母には予め所定値を加えておいてもよく、その演算結果は予め所定値を加えない演算結果と実質的に同じである。これ以降に示すスペクトルの演算においても同様である。

【0043】この結果の一例を図5（a）、図5（b）に示す。図5（a）は期間[i]において脈拍がほとんど変動しなかった場合のスペクトルの演算結果のグラフである。図5（a）のグラフ内の①②③はそれぞれ上記（1）（2）（3）の演算結果を示す。このグラフが示

すように、期間[i]において脈拍がほとんど変動しなかったため、脈波の基本周波数におけるスペクトルが際立っており、その周波数はほぼ一点で決まる。正規化する演算のために第2高周波も強調されるため、基本周波数を確定し易い。また、上記（1）（2）（3）の演算結果のいずれによっても脈波の基本周波数を求めることができることを示している。図5（b）は期間[i]において脈拍が大きく変動した場合のスペクトルの演算結果のグラフである。図5（b）のグラフ内の①②③はそれぞれ上記（1）（2）（3）の演算結果を示す。このグラフが示すように、期間[i]において脈拍が大きく変動したので、脈波の基本周波数におけるスペクトルが際立ってはいるものの、その周波数には幅があることがわかる。

【0044】ここで、このスペクトルの演算結果のグラフが図5のようになることを説明する。ノイズを含んでいない赤外光（IR）と赤色光（RD）のそれぞれの脈波の振幅の間には差があり、通常赤外光（IR）の脈波の振幅の方が大きい。一方、体動等によるノイズの振幅は、赤外光（IR）や赤色光（RD）の脈波の振幅よりも大きくなることもあるが、赤外光（IR）と赤色光（RD）でのノイズの振幅は同じ程度になることが多い。よって、ノイズを含んだ赤外光（IR）と赤色光（RD）のそれぞれの脈波をフーリエ変換してスペクトルを求めると、赤外光（IR）脈波スペクトルでの脈波の基本周波数におけるスペクトルの方が、赤色光（RD）脈波スペクトルにおけるそれよりも大きい。一方で、ノイズのスペクトルは差が比較的少ない。よって、赤外光（IR）脈波スペクトルと赤色光（RD）脈波スペクトルを周波数ごとに差分をとれば、脈波の基本周波数のスペクトルに、本来ある赤外光（IR）と赤色光（RD）のそれぞれの脈波の振幅の間の差により生ずるスペクトルの差が現れる。また、ノイズ成分の周波数における差分は、赤外光（IR）と赤色光（RD）でのノイズの振幅が同じ程度になることが多いために、抑圧される。そこで、上記（1）～（3）の演算は、分子を（Spc. IR - Spc. RD）としているのである。これに、さらに分母としてSpc. RD、Spc. IR、または（Spc. IR + Spc. RD）をとることにより、ノイズ成分のスペクトルの差分がノイズ成分のスペクトルで除されることになり、さらに、ノイズ成分のスペクトルが抑制される。一方、脈波の基本周波数におけるスペクトルの差分を、分母としてSpc. RD、Spc. IR、または（Spc. IR + Spc. RD）により除しても、ノイズほどは抑制されずに、際立ってくるのである。ただし、フーリエ変換の対象とされたデータの期間において、脈拍が大きく変動している場合は、脈波の基本周波数が変動していることになるので、図5（b）に示されるように、脈波の基本周波数が幅を持つことになる。なお、得られたスペクトルは正規化されているので、ほぼ0.4～1の間で表せ、判別関数として

の役割を有する。

【0045】次に、図2における「フィルタの形成」S13のステップを説明する。図5(a)のように、脈拍がほとんど変動しなかった場合、脈波の基本周波数( $f_s$ とする)を基にフィルタを形成する。フィルタリング周波数は、図6(a)に示すように、脈波の基本周波数 $f_s$ とその高調波の周波数である $2f_s$ 、 $3f_s$ 、 $4f_s$ 、 $\dots$ 、 $n \cdot f_s$ とする。あるいは、フィルタリング周波数を、図6(b)に示すように、脈波の基本周波数 $f_s$ とその高調波の周波数である $2f_s$ 、 $3f_s$ 、 $4f_s$ 、 $\dots$ 、 $n \cdot f_s$ を中心と所定幅(バンド)を持たせた矩形形状のものでよい。あるいは、図6(c)に示すように、脈波の基本周波数 $f_s$ とその高調波の周波数である $2f_s$ 、 $3f_s$ 、 $4f_s$ 、 $\dots$ 、 $n \cdot f_s$ を中心としたガウス特性フィルタであってもよい。なお、 $f_s$ の検出方法は種々考えられるが、図5(a)に示す演算結果において、例えば、(1)生体における脈拍数の変動としてありうる最大限の範囲に相当する周波数の範囲からピークとなっている周波数を求める、(2)統計的に見て脈波の基本周波数であるならばスペクトル値として出現するであろう十分なスレシヨールドを設け、このスレシヨールドをスペクトル値が越える周波数のうち、最も周波数の低い第1の周波数を求める、(3)統計的に見て脈波の基本周波数であるならば出現するであろう十分なスレシヨールドを設け、このスレシヨールドをスペクトル値が越える周波数のうち、周波数がほぼ整数倍に出現し高調波と認識できる周波数のうち最も周波数の低い周波数を求める、などの方法がある。図5

(b)のように、脈拍が大きく変動した場合、脈波の基本周波数は幅を乙個になる。この幅を持った周波数帯のうち最大の周波数を $f_{high}$ 、最小の周波数を $f_{low}$ とする。そして、その中心周波数を $f_c$ として、

$$f_c = \sqrt{(f_{low}) \times (f_{high})}$$

と定義する。なお、 $f_{high}$ 、 $f_{low}$ の検出方法は種々考えられるが、図5(b)に示す演算結果において、例えば、(1)生体における脈拍数の変動としてありうる最大限の範囲に相当する周波数の範囲から、統計的に見て脈波の基本周波数であるならばスペクトル値として出現するであろう十分なスレシヨールドを設け、このスレシヨールドをスペクトル値が越える周波数帯域のうち、最も周波数帯域の低いもののうち最小周波数値を $f_{low}$ 、最大周波数値を $f_{high}$ とする、(2)統計的に見て脈波の基本周波数であるならば出現するであろう十分なスレシヨールドを設け、このスレシヨールドをスペクトル値が越える周波数帯域のうち、周波数帯域がほぼ整数倍に出現し高調波と認識できる周波数帯域のうち最も周波数帯域の低いもののうち、最小周波数値を $f_{low}$ 、最大周波数値を $f_{high}$ とする、などの方法がある。また、 $f_c$ を求める演算は上記の代わりに、

$$f_c = (f_{low} + f_{high}) / 2$$

であってもよい。

【0046】次に、フィルタリング周波数の形成方法は、多種多様に考えられるが、ここでは図7に示す7つの方法を述べる。図7(a)に示す方法のフィルタリング周波数の範囲は、 $f_{high} \sim f_{low}$ の範囲と、この高調波の範囲として、 $2f_{high} \sim 2f_{low}$ 、 $3f_{high} \sim 3f_{low}$ 、 $\dots$ 、 $n \cdot f_{high} \sim n \cdot f_{low}$ を設定した矩形形状のものである。図7(b)に示す方法のフィルタリング周波数の範囲は、中心周波数 $f_c$ を含む $f_{high} \sim f_{low}$ の範囲と、この高調波の範囲として、 $2f_c$ を中心として $f_{high} \sim f_{low}$ の幅と同じ幅を持たせた範囲、 $3f_c$ を中心として $f_{high} \sim f_{low}$ の幅と同じ幅を持たせた範囲、 $\dots$ 、 $n \cdot f_c$ を中心として $f_{high} \sim f_{low}$ の幅と同じ幅を持たせた範囲を設定した形状のものである。図7(c)に示す方法では、 $f_{high} \sim f_{low}$ を所定個数に分割し、その分割された周波数幅の中心周波数をそれぞれ $f_s - 1$ 、 $f_s - 2$ 、 $f_s - 3$ 、 $\dots$ 、 $f_s - n$ とする。そして、フィルタリング周波数の範囲は、 $f_{high} \sim f_{low}$ の範囲と、この高調波の範囲として、 $2f_s - 1$ 、 $2f_s - 2$ 、 $2f_s - 3$ 、 $\dots$ 、 $2f_s - m$ を中心周波数として上記分割された周波数幅と同じ幅を持たせた範囲、 $3f_s - 1$ 、 $3f_s - 2$ 、 $3f_s - 3$ 、 $\dots$ 、 $3f_s - m$ を中心周波数として上記分割された周波数幅と同じ幅を持たせた範囲、 $\dots$ 、 $n \cdot f_s - 1$ 、 $n \cdot f_s - 2$ 、 $n \cdot f_s - 3$ 、 $\dots$ 、 $n \cdot f_s - m$ を中心周波数として上記分割された周波数幅と同じ幅を持たせた範囲を設定した矩形形状のものである。図7(d)～図7(f)は、図7(a)～図7(c)について、矩形形状の代わりにガウス特性フィルタを設けた場合の例である。すなわち、図7(d)は、図7(a)のフィルタリング周波数の帯域である $f_{high} \sim f_{low}$ の範囲、 $2f_{high} \sim 2f_{low}$ 、 $3f_{high} \sim 3f_{low}$ 、 $\dots$ 、 $n \cdot f_{high} \sim n \cdot f_{low}$ の面積を同じくして、それぞれの帯域に対応して、ガウス特性フィルタを設定したものである。図7(e)は、図7(b)のフィルタリング周波数の帯域である中心周波数 $f_c$ を含む $f_{high} \sim f_{low}$ の範囲、 $2f_c$ を中心として $f_{high} \sim f_{low}$ の幅と同じ幅を持たせた範囲、 $3f_c$ を中心として $f_{high} \sim f_{low}$ の幅と同じ幅を持たせた範囲、 $\dots$ 、 $n \cdot f_c$ を中心として $f_{high} \sim f_{low}$ の幅と同じ幅を持たせた範囲の面積を同じくして、それぞれの帯域に対応して、ガウス特性フィルタを設定したものである。図7(f)は、図7(c)のフィルタリング周波数の帯域である所定個数に分割された $f_{high} \sim f_{low}$ の範囲と、 $2f_s - 1$ 、 $2f_s - 2$ 、 $2f_s - 3$ 、 $\dots$ 、 $2f_s - m$ を中心周波数として分割された周波数幅と同じ幅を持たせた範囲、 $3f_s - 1$ 、 $3f_s - 2$ 、 $3f_s - 3$ 、 $\dots$ 、 $3f_s - m$ を中心周波数として分割された周波数幅と同じ幅を持たせた範囲、 $\dots$ 、 $n \cdot f_s - m$ を中心周波数として上記分割された周波数幅と同じ幅を持たせた範囲

の面積を同じくして、それぞれの帯域に対応して、ガウス特性フィルタを設定したものである。図7(g)は、フーリエ変換の分解能のレベルでフィルタリング周波数を設定するものである。ここで、フーリエ変換に用いるデータ長は16.384[秒](=1024×16msec)であるから、分解能は0.061[Hz]=1/16.384[秒]である。そこで、flowからfhighまでの間の分解能である0.061[Hz]ごとの周波数、すなわち、flow、flow+0.061[Hz]、flow+0.061[Hz]×2、・・・、flow+0.061[Hz]×n、・・・、hhighまでを脈波の基本周波数とする。次にこれらの脈波の各基本周波数の整数倍の周波数を高調波の周波数とする。すなわち、2flowから2fhighまでの0.061[Hz]×2の周波数間隔の周波数、3flowから3fhighまでの0.061[Hz]×3の周波数間隔の周波数、n・flowからn・fhighまでの0.061[Hz]×nの周波数間隔の周波数が、高調波の周波数となる。そして、フィルタリング周波数として、基本周波数と高調波の周波数を採用したものである。図7(a)～(g)を用いて説明したフィルタリング周波数を形成する基本概念は、脈波が変動したことにより基本周波数が複数発生した場合は、フィルタリング周波数は、各基本周波数とその高調波の周波数のORをとった周波数であるという点にある。

【0047】ここで、フィルタリング周波数の形成方法として、脈波の基本周波数とその高調波の周波数を用いる理由を説明する。FFTは低い周波数は分解能が低く、高い周波数は分解能がよい。であるので、波が揺らいでいる場合には、低い周波数によるフィルタリングによつては揺らぎは抽出できなくとも、高調波の周波数によるフィルタリングにより抽出できるようになる。そこで、脈波の基本周波数も揺らぐことを前提に考えれば、高調波の周波数によるフィルタリングをすることにより、脈波の揺らぎも抽出することができることになる。このことより、脈波波形をできるだけ忠実に抽出するには相当程度の高調波の周波数までフィルタリングが必要となる。一方、SpO2値を測定するためには、脈波の振幅が演算として検出できれば十分であるので、高調波の周波数までのフィルタリングは必ずしも必要でなく、2～4次程度のフィルタリングで十分である。何次の高調波をフィルタリングを用いるかは適宜決定すればよい。なお、フィルタリング周波数に幅を持たせすぎると、フィルタされた脈波には多分にノイズを含んでしまうため、適宜フィルタリング周波数に幅を設定する。

【0048】図3の期間[i]の1024個分のデータにより得られたマッチドフィルタは、期間[i]および次のマッチドフィルタを形成する期間[i+1]が開始される前までの期間[i]の脈波をフィルタリングするために用いられる。そして、次のマッチドフィルタを形

成する期間[i+1]のデータにより得られたマッチドフィルタは、期間[i]および次のマッチドフィルタを形成する期間が開始される前までの期間[i+1]の脈波をフィルタリングするために用いられる。なお、マッチドフィルタを形成するための期間の設定は所定期間ごとに設けても良く、あるいは、心電図測定によって得られた心拍数、脈波測定によって得られた脈拍数などの生体情報パラメータが所定以上変動した場合に設けてもよい。

【0049】本実施例では、サンプリング間隔16msecとし、マッチドフィルタを形成する期間を1024個のサンプル数分の期間としたが、これに限らなくともよい。

### 【0050】第2の実施の態様

次に、第2の実施の態様を図8を用いて説明する。脈波のサンプリング間隔が16msecであること、マッチドフィルタを形成するのに用いるデータ数は1024個分であることは、第1の実施の態様と同様である。そして、期間[i]におけるデータからフーリエ変換を行い、スペクトルの絶対値を求め、下記の(1)～(3)のいずれかの演算を行うことにより脈波の基本周波数を求め、マッチドフィルタを形成することは、第1の実施の態様と同様である。

$$(1) \quad (\text{Spec. IR} - \text{Spec. RD}) / \text{Spec. RD}$$

$$(2) \quad (\text{Spec. IR} - \text{Spec. RD}) / \text{Spec. IR}$$

$$(3) \quad (\text{Spec. IR} - \text{Spec. RD}) / (\text{Spec. IR} + \text{Spec. RD})$$

なお、これらの等価の演算式として次の(1)'～

(3)'を用いても良い。

$$(1)' \quad \{1 - (\text{Spec. RD} / \text{Spec. IR})\} / (\text{Spec. RD} / \text{Spec. IR})$$

$$(2)' \quad \{1 - (\text{Spec. RD} / \text{Spec. IR})\} / (\text{Spec. IR} / \text{Spec. IR})$$

$$(3)' \quad \{1 - (\text{Spec. RD} / \text{Spec. IR})\} / \{1 + (\text{Spec. RD} / \text{Spec. IR})\}$$

第2の実施の態様の特徴は、マッチドフィルタを形成する期間を連続させる点にある。すなわち、図8について、期間[i]におけるデータを用いて形成したマッチドフィルタは、その期間[i]における脈波をフィルタリングするために用いる。そして、連続する期間[i+1]では、その期間におけるデータを用いて新たにマッチドフィルタを形成し、その期間[i+1]における脈波をフィルタリングするために用いる。次に連続する期間[i+2]も同様である。このように、連続的に、所定期間ごとに、マッチドフィルタを形成し、そのマッチドフィルタを用いて脈波をフィルタリングすることを繰り返していくものである。

### 【0051】第3の実施の態様

次に、第3の実施の態様を図9を用いて説明する。脈波のサンプリング間隔が16msecであること、マッチ

ドフィルタを形成するのに用いるデータ数は 1024 個分であることは、第 1 の実施の態様と同様である。そして、期間 [ i ] におけるデータからフーリエ変換を行い、スペクトルの絶対値を求め、下記の (1) ~ (3) のいずれかの演算を行うことにより脈波の基本周波数を求め、マッチドフィルタを形成することは、第 1 の実施の態様と同様である。

$$(1) \quad (\text{Spc. IR} - \text{Spc. RD}) / \text{Spc. RD}$$

$$(2) \quad (\text{Spc. IR} - \text{Spc. RD}) / \text{Spc. IR}$$

$$(3) \quad (\text{Spc. IR} - \text{Spc. RD}) / (\text{Spc. IR} + \text{Spc. RD}) \quad 10$$

なお、これらの等価の演算式として次の (1)' ~

(3)' を用いても良い。

$$(1)' \quad \{ 1 - (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR}) \} / (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR})$$

$$(2)' \quad \{ 1 - (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR}) \} / (\text{Spc. IR} / \text{Spc. IR})$$

$$(3)' \quad \{ 1 - (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR}) \} / \{ 1 + (\text{Spc. RD} / \text{Spc. IR}) \}$$

第 3 の実施の態様の特徴は、マッチドフィルタを形成する期間を部分的に重複させながら処理する点にある。すなわち、図 9 について、期間 [ i ] におけるデータを用いて形成したマッチドフィルタは、その期間 [ i ] における脈波をフィルタリングするために用いる。次の新たなマッチドフィルタを形成するための期間 [ i + 1 ] の開始点は、期間 [ i ] の開始点の例えばデータ 64 サンプル数分の期間後である。期間 [ i + 1 ] のデータを用いて形成されたマッチドフィルタは、期間 [ i ] の終期から期間 [ i + 1 ] の終期までの期間 [ i + 1 ] における 64 サンプル分の脈波をフィルタリングするために用いる。さらに次の新たなマッチドフィルタを形成するための期間 [ i + 2 ] の開始点は、期間 [ i + 1 ] の開始点の同じデータ 64 サンプル数分の期間後である。期間 [ i + 2 ] のデータを用いて形成されたマッチドフィルタは、期間 [ i + 1 ] の終期から期間 [ i + 2 ] の終期までの期間 [ i + 2 ] における 64 サンプル分の脈波をフィルタリングするために用いる。同じように、期間 [ i + 3 ] におけるデータ 64 サンプル分の脈波をフィルタリングするために用いるマッチドフィルタは、期間 [ i + 2 ] の開始点から 64 サンプル数分遅れて開始する期間 [ i + 3 ] のデータから形成される。このように、所定サンプル数分、マッチドフィルタを形成する期間をずらしつつ、ずらした期間分の終端期間を、形成したマッチドフィルタでフィルタリングしていくものである。

【0052】本実施例では、サンプリング間隔 16 msec とし、マッチドフィルタを形成する期間を 1024 個のサンプル数分の期間とし、マッチドフィルタを形成する期間のずらす期間を 64 サンプル数分の期間としたが、これに限らなくてもよい。

#### 【0053】第 4 の実施の態様

次に、第 4 の実施の態様を図 10 を用いて説明する。脈

波のサンプリング間隔が 16 msec であること、スペクトルを求める単位のデータ数は 1024 個分であることは、第 1 の実施の態様と同様である。第 4 の実施の態様の特徴は、脈波のスペクトルの絶対値を求める期間を複数期間ずらして設定し、得られた複数のスペクトルの絶対値を平均化したうえで、マッチドフィルタを形成する点にある。図 10 に示す期間 [ i ]、期間 [ i + 1 ]、期間 [ i + 2 ]、・・・、期間 [ i + n ]、・・・は、データ 64 サンプル数分、ずらして設定された期間である。各期間 [ i ]、期間 [ i + 1 ]、期間 [ i + 2 ]、・・・、期間 [ i + n ]、・・・においては、各 1024 個のデータサンプルを用いて、フーリエ変換を行いスペクトルの絶対値を求める。そのスペクトル（絶対値；以下同じ）を示した例は、第 1 の実施の態様で示した図 4 (a)、図 4 (b) と同様である。図 4 (a) には赤外光 (IR) のスペクトル (Spc. IR) が、図 4 (b) には赤色光 (RD) スペクトル (Spc. RD) が示されている。期間 [ i ] における期間 [ i ] ~ 期間 [ i + n ] におけるフーリエ変換して求められた n 個の各スペクトルは、各周波数成分ごとに加算平均される。すなわち、赤外光 (IR) のスペクトルが加算平均され (Av. Spc. IR)、赤色光 (RD) スペクトルのスペクトルが加算平均 (Av. Spc. RD) される。そして、この平均赤外光スペクトル (Av. Spc. IR) と平均赤色光スペクトル (Av. Spc. RD) を用いて、次の (4) ~ (6) のいずれかの演算を行うことにより、脈波の基本周波数を検出する。ここでの演算は、同じ周波数ごとの各スペクトルの和差商演算をする。この (4) ~ (6) の演算で共通することは、分子として、平均赤外光スペクトル (Av. Spc. IR) と平均赤色光スペクトル (Av. Spc. RD) の差分を用いることである。

$$(4) \quad (\text{Av. Spc. IR} - \text{Av. Spc. RD}) / \text{Av. Spc. RD}$$

$$(5) \quad (\text{Av. Spc. IR} - \text{Av. Spc. RD}) / \text{Av. Spc. IR}$$

$$(6) \quad (\text{Av. Spc. IR} - \text{Av. Spc. RD}) / (\text{Av. Spc. IR} + \text{Av. Spc. RD})$$

なお、これらの等価の演算式として次の (4)' ~

(6)' を用いても良い。

$$(4)' \quad \{ 1 - (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR}) \} / (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR})$$

$$(5)' \quad \{ 1 - (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR}) \} / (\text{Av. Spc. IR} / \text{Av. Spc. IR})$$

$$(6)' \quad \{ 1 - (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR}) \} / \{ 1 + (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR}) \}$$

【0054】期間 [ i ] において、脈拍がほとんど変動しなかった場合には脈波の基本周波数におけるスペクトルが際立つのでほぼ一点で決まり、脈拍が大きく変動した場合には脈波の基本周波数におけるスペクトルが際立ってはいるもののその周波数には幅があることは、第 1 の実施の態様で示した図 5 (a)、図 5 (b) と同様である。また、マッチドフィルタの形成方法については、

図6(a)～(c)、図7(a)～(g)を用いて、第1の実施の態様で説明した方法と同様である。そして得られたマッチドフィルタは、期間[1]における脈波をフィルタリングするために用いる。

【0055】次に、期間[1+1]における期間[i+1]～期間[i+n+1]におけるフーリエ変換して求められたn個の各スペクトルは、赤外光(IR)と赤色光(RD)ごとに、各周波数成分ごとに加算平均され、平均赤外光スペクトル(Av. Spc. IR)と平均赤色光スペクトル(Av. Spc. RD)が演算される。そして、この平均赤外光スペクトル(Av. Spc. IR)と平均赤色光スペクトル(Av. Spc. RD)を用いて、上記の(4)～(6)のいずれかの演算を行うことにより、脈波の基本周波数を検出する。その脈波の基本周波数を用いたマッチドフィルタの形成方法については、上記のように、図6(a)～(c)、図7(a)～(g)を用いて、第1の実施の態様で説明した方法と同様である。この期間[1+1]のデータを用いて形成されたマッチドフィルタは、期間[1]の終期から期間[1+1]の終期までの期間[N+1]におけるデータ64サンプルのフィルタリングに用いられる。

【0056】本実施例では、サンプリング間隔16msecとし、スペクトルを求める単位をを1024個のサンプル数分の期間とし、マッチドフィルタを形成する期間のずらす期間を64サンプル数分の期間としたが、これに限らなくてもよい。また、マッチドフィルタを形成する期間のずらす期間を、マッチドフィルタを形成する期間(1024個のサンプル数分の期間)としてもよい。このときは、マッチドフィルタによりフィルタリングする期間は1024個分のデータとなる。

【0057】ここで、スペクトルの加算平均を用いて脈波の基本周波数を求めることの利点は、n回分の加算平均することにより、脈波と無関係の体動等によるノイズが相殺されて消失し、S/N比が $\sqrt{n}$ 倍改善されるからである。

#### 【0058】第5の実施の態様

次に、第5の実施の態様を図3、図11、図12を用いて説明する。本実施例の特徴は、脈波の基本周波数を求めるにあたり、赤外光(IR)および赤色光(RD)の脈波の差分をフーリエ変換してスペクトルを求めることにある。赤外光(IR)および赤色光(RD)についての脈波のサンプリング間隔が16msecであること、マッチドフィルタを形成するのに用いるデータ数は1024個分であることは、第1の実施の態様と同様である。まず、期間[i]における赤外光(IR)および赤色光(RD)の脈波の差分をとり、これをaI-aR(=赤外光(IR)脈波-赤色光(RD)脈波とする。次に、この差分脈波をフーリエ変換をスペクトルの絶対値を求める。この例を図11に示す。これからわかるように、脈波の差分をフーリエ変換をしスペクトルを求めるまで

では、ノイズ成分のスペクトルが大きく、脈波の基本周波数の検出はむずかしい。そこで、次の(7)～(9)のいずれかの演算を行うことにより脈波の基本周波数の検出が容易になることを見出した。ここでの演算は、同じ周波数ごとの各スペクトルの和差商演算をする。この(7)～(9)の演算で共通することは、分子として、赤外光(IR)と赤色光(RD)の脈波の差分をフーリエ変換して求めたスペクトル(Spc. (aI-aR))を用いることである。

$$(7) \quad (\text{Spc. (aI-aR)}) / \text{Spc. aI}$$

$$(8) \quad (\text{Spc. (aI-aR)}) / \text{Spc. aR}$$

$$(9) \quad (\text{Spc. (aI-aR)}) / (\text{Spc. aI} + \text{Spc. aR})$$

なお、ここで、

Spc. aI: 赤外光(IR)脈波のスペクトル

Spc. aR: 赤色光(RD)のスペクトル

である。

【0059】このうち(9)の演算結果の一例を図12に示す。図12の例は、期間[i]において脈拍がほとんど変動しなかった場合のスペクトルの演算結果のグラフである。そのために、脈波の基本周波数におけるスペクトルが際立っており、その周波数はほぼ一点で決まる。なお、期間[i]において脈拍が大きく変動した場合には、脈波の基本周波数におけるスペクトルが際立ってはいないものの、その周波数には幅があることになる。

【0060】上記(7)～(9)の演算により、脈波の基本周波数が決定できれば、上述の第1の実施の態様で図6(a)～(c)、図7(a)～(g)を用いて説明したように、フィルタリング周波数を決定してマッチドフィルタを形成する。すなわち、脈拍がほとんど変動しなかった場合は、図6(a)に示すように基本周波数とその高調波の周波数をフィルタリング周波数とするか、あるいは、図6(b)(c)に示すように基本周波数とその高調波の周波数に幅を持たせた矩形形状のものとするかガウス・フィルタとするなどしてフィルタリング周波数を定する。脈拍が大きく変動した場合には、脈波の基本周波数に幅があるので、図7(a)～図7(g)に示すように、脈拍の変動により生じる脈波の基本周波数の幅に応じて、高調波の周波数も合わせて、フィルタリング周波数に幅を持たせたり、あるいはガウス・フィルタとするなどして、フィルタリング周波数を設定する。

【0061】図3の期間[i]の1024個分のデータにより得られたマッチドフィルタは、期間[i]および次のマッチドフィルタを形成する期間[i+1]が開始される前までの期間[1]の脈波をフィルタリングするために用いられる。そして、次のマッチドフィルタを形成する期間[i+1]のデータにより得られたマッチドフィルタは、期間[i]および次のマッチドフィルタを形成する期間が開始される前までの期間[1+1]の脈波をフィルタリングするために用いられる。なお、マッ

チドフィルタを形成するための期間の設定は所定期間ごとに設けても良く、あるいは、心拍数、脈拍数などの生体情報パラメータが所定以上変動した場合に設けてもよい。

【0062】本実施例では、サンプリング間隔16msecとし、マッチドフィルタを形成する期間を1024個のサンプル数分の期間としたが、これに限らなくともよい。

#### 【0063】第6の実施の態様

次に、第6の実施の態様を図8を用いて説明する。脈波のサンプリング間隔が16msecであること、マッチドフィルタを形成するのに用いるデータ数は1024個分であること、赤外光(IR)および赤色光(RD)の脈波の差分をフーリエ変換して得たスペクトルを用いて上記(7)～(9)のいずれかの演算から基本周波数を求めること、脈波の基本周波数からマッチドフィルタを形成する方法は、第5の実施の態様と同様である。第5の実施の態様の特徴は、マッチドフィルタを形成する期間を連続させる点にある。すなわち、図8について、期間[i]におけるデータを用いて形成したマッチドフィルタは、その期間[i]における脈波をフィルタリングするために用いる。そして、連続する期間[i+1]では、その期間におけるデータを用いて新たにマッチドフィルタを形成し、その期間[i+1]における脈波をフィルタリングするために用いる。次に連続する期間[i+2]も同様である。このように、連続的に、所定期間ごとに、マッチドフィルタを形成し、そのマッチドフィルタを用いて脈波をフィルタリングすることを繰り返していくものである。

#### 【0064】第7の実施の態様

次に、第7の実施の態様を図9を用いて説明する。脈波のサンプリング間隔が16msecであること、マッチドフィルタを形成するのに用いるデータ数は1024個分であること、赤外光(IR)および赤色光(RD)の脈波の差分をフーリエ変換して得たスペクトルを用いて上記(7)～(9)のいずれかの演算から基本周波数を求めること、脈波の基本周波数からマッチドフィルタを形成する方法は、第5の実施の態様と同様である。第7の実施の態様は、マッチドフィルタを形成する期間を部分的に重複させながら処理する点にある。すなわち、図9について、期間[i]におけるデータを用いて形成したマッチドフィルタは、その期間[i]における脈波をフィルタリングするために用いる。次の新たなマッチドフィルタを形成するための期間[i+1]の開始点は、期間[i]の開始点の例えばデータ64サンプル数分の期間後である。期間[i+1]のデータを用いて形成されたマッチドフィルタは、期間[i]の終期から期間[i+1]の終期までの期間[i+1]における64サンプル分の脈波をフィルタリングするために用いる。さらに次の新たなマッチドフィルタを形成するための期間[i

+2]の開始点は、期間[i+1]の開始点の同じデータ64サンプル数分の期間後である。期間[i+2]のデータを用いて形成されたマッチドフィルタは、期間[i+1]の終期から期間[i+2]の終期までの期間[i+2]における64サンプル分の脈波をフィルタリングするために用いる。同じように、期間[i+3]におけるデータ64サンプル分の脈波をフィルタリングするために用いるマッチドフィルタは、期間[i+2]の開始点から64サンプル数分遅れて開始する期間[i+3]のデータから形成される。このように、所定サンプル数分、マッチドフィルタを形成する期間をずらしつつ、ずらした期間分の終端期間を、形成したマッチドフィルタでフィルタリングしていくものである。

【0065】本実施例では、サンプリング間隔16msecとし、マッチドフィルタを形成する期間を1024個のサンプル数分の期間とし、マッチドフィルタを形成する期間のずらす期間を64サンプル数分の期間としたが、これに限らなくともよい。

#### 【0066】第8の実施の態様

次に、第8の実施の態様を図10を用いて説明する。脈波のサンプリング間隔が16msecであること、スペクトルを求める単位のデータ数は1024個分であることは、第5の実施の態様と同様である。第8の実施の態様の特徴は、脈波のスペクトルの絶対値を求める期間を複数期間ずらして設定し、得られた複数のスペクトルの絶対値を平均化したうえで、マッチドフィルタを形成する点にある。図10に示す期間[i]、期間[i+1]、期間[i+2]、・・・、期間[i+n]、・・・は、データ64サンプル数分、ずらして設定された期間である。各期間[i]、期間[i+1]、期間[i+2]、・・・、期間[i+n]において、各1024個のデータサンプルごとに、次に演算を行う。

① 赤外光(IR)脈波と赤色光(RD)脈波の差分( $a_I - a_R$ )をフーリエ変換してスペクトル $Spc(a_I - a_R)$ を求める。

② 赤外光(IR)脈波および/または赤色光(RD)脈波をフーリエ変換することにより、スペクトル $Spc. IR$ および/または $Spc. RD$ を求める。

③ 各期間[i]、期間[i+1]、期間[i+2]、・・・、期間[i+n]のn個分のスペクトル $Spc(a_I - a_R)$ を加算平均し、 $Av. Spc(a_I - a_R)$ を求める。

④ 各期間[i]、期間[i+1]、期間[i+2]、・・・、期間[i+n]のn個分のスペクトル $Spc. IR$ および/または $Spc. RD$ を加算平均し、 $Av. Spc. IR$ および/または $Av. Spc. RD$ を求める。

⑤ 次の(10)～(12)のいずれかを演算することにより、脈波の基本周波数を求める。

(10)  $(Av. Spc.(a_I - a_R))/Av. Spc. RD$

(11)  $(Av. Spc.(a_I - a_R))/Av. Spc. IR$



(12)  $(\text{Av. Spc. (aI} - \text{aR)}) / (\text{Av. Spc. IR} + \text{Av. Spc. RD})$

上記(10)～(12)の演算で共通することは、分子として、赤外光(IR)脈波と赤色光(RD)脈波の差分のスペクトルを平均化した $(\text{Av. Spc. (aI} - \text{aR)})$ を用いることである。上記(12)による演算結果はほぼ図12のようになるが、加算平均することによりノイズ成分が相殺され消失するので、脈波の基本周波数はより検出し易くなる。

【0067】期間[1]において、脈拍がほとんど変動しなかった場合には脈波の基本周波数におけるスペクトルが際立つのではほぼ一点で決まり、脈拍が大きく変動した場合には脈波の基本周波数におけるスペクトルが際立ってはいるもののその周波数には幅があることは、図5(a)・図5(b)を用いて説明した第1の実施の態様と同様である。また、マッチドフィルタの形成方法については、図6(a)～(c)、図7(a)～(g)を用いて、第1の実施の態様で説明した方法と同様である。そして得られたマッチドフィルタは、期間[1]における脈波をフィルタリングするために用いる。

【0068】次に、期間[1+1]におけるマッチドフィルタの形成方法は、期間[1]におけるマッチドフィルタの形成方法と同様である。すなわち、各期間[i+1]～期間[i+n+1]のデータを用いて、上記①～⑤の処理を行って、脈波の基本周波数を求める。そして、それを用いて、図6(a)～図7(g)を用いて第1の実施の態様で説明した方法によりマッチドフィルタを形成する。この期間[1+1]のデータを用いて形成されたマッチドフィルタは、期間[1]の終期から期間[1+1]の終期までの期間[N+1]におけるデータ64サンプルのフィルタリングに用いられる。さらに、同様にして期間[1+2]におけるマッチドフィルタは期間[N+2]のデータをフィルタリングするのに用いられ、期間[1+3]におけるマッチドフィルタは、期間[N+3]のデータをフィルタリングするのに用いられる。この処理が繰り返される。

【0069】本実施例では、サンプリング間隔16msとし、スペクトルを求める単位を1024個のサンプル数分の期間とし、マッチドフィルタを形成する期間のずらす期間を64サンプル数分の期間としたが、これに限らなくてもよい。また、マッチドフィルタを形成する期間のずらす期間を、マッチドフィルタを形成する期間(1024個のサンプル数分の期間)としてもよい。このときは、マッチドフィルタによりフィルタリングする期間は1024個分のデータとなる。ここで、アルゴリズムの設計に際し、考慮すべき点について述べる。フーリエ変換の分解能は、フーリエ変換に用いるデータ長の逆数によってきまる。本実施例であれば、フーリエ変換に用いるデータ長は16.384[秒](=1024×16ms)であるから、分解能は0.061[H

z]=1/16.384[秒]である。このように設計上は必要とするフーリエ変換の分解能を考慮する。また、表示器には、フィルタされた脈波を連続的に表示させる必要があることから、(1)表示器に表示させる脈波の時間長、(2)脈波のリアルタイム表示として許容される生体に現れる脈波の出現と表示器での表示時期の時間差、(3)逐次検出される脈波を記憶し上記各種の実施の態様によって処理できる時間、等をも考慮する必要があるだろう。

#### 【0070】第9の実施の態様

次に、第9の実施の態様を説明する。赤外光(IR)脈波と赤色光(RD)脈波が検出された後は、少なくともそのいずれか一方を用いて従来より用いられる脈拍数を求める。そして、脈拍の周波数を脈波の基本周波数として、図7(a)～(g)を用いて第1の実施の態様で説明したマッチドフィルタの形成方法により、マッチドフィルタの形成方法を形成する。形成されたマッチドフィルタは、赤外光(IR)脈波と赤色光(RD)脈波をフィルタリングするために用いられる。脈拍数は逐次検出されるため、それに応じて逐次マッチドフィルタを形成することができ、脈拍数の変動に追従して、マッチドフィルタのフィルタリング周波数をシフトさせることができる。なお、脈波測定によって得られる脈拍数と心電図測定によって得られる心拍数はほぼ同じであるから、本実施の態様において、脈波の基本周波数を求めるために、心電図測定を行い、心拍の周波数を脈波の基本周波数として用いても良い。

【0071】実施の態様では上記9つの例を示したが、状況に応じて、これらを連続的に切り換えて実施してもよい。例えば、計測初期段階は、スペクトルを加算平均するデータが十分ないため、加算平均を行わない第1乃至第3の実施の態様、あるいは第5乃至第7および第9の実施の態様を採用してもよい。あるいは、第4または第8の実施の態様において、加算平均回数nを少なくしてもよい。そして、十分データが蓄積されてきたら、第4または第8の実施の態様において、加算平均回数nを徐々に多くしてもよい。いずれにしても、経時的に変化していく脈波の基本周波数に応じてマッチドフィルタを形成する点で、マッチドフィルタはアダプティブであると言える。

【0072】なお、上記実施の形態では、脈波の基本周期を求めるにあたり、各波長の脈波のスペクトルの絶対値を用いたが、これに代えて、パワースペクトルであってもよい。本願に係るスペクトルとはスペクトルの絶対値の他、パワースペクトルをも含む概念である。

【0073】また、第1乃至第3の実施の態様では、脈波の基本周波数の特定のために、下記(1)～(3)の演算を用いた。

$$(1) \quad (\text{Spc. IR} - \text{Spc. RD}) / \text{Spc. RD}$$

$$(2) \quad (\text{Spc. IR} - \text{Spc. RD}) / \text{Spc. IR}$$

(3)  $(\text{SpC. IR} - \text{SpC. RD}) / (\text{SpC. IR} + \text{SpC. RD})$   
これに代えて、赤色光の波長の吸光度の脈動成分を $\Delta A1$ 、赤外光の波長の吸光度の脈動成分を $\Delta A2$ とした時、 $\Delta A1$ 、 $\Delta A2$ の時間軸上での差を求め、その差分信号を上記説明したのと同様の所定期間におけるデータサンプルを用いてフーリエ変換を行いスペクトルの絶対値を求め、基本周波数を検出しても良い。

【0074】各実施の態様によりフィルタされた赤外光 (IR) 脈波と赤色光 (RD) 脈波は表示器により表示させることができる。表示器に表示させるのは、いずれか一方でもよい。またフィルタされた赤外光 (IR) 脈波、赤色光 (RD) 脈波を用いて、既存の方法等により SpO2 値 (酸素飽和度) を求めることができる。すなわち、赤色光のフィルタされた脈波から求めた脈動成分を $\Delta A1$ 、赤外光のフィルタされた脈波から求めた脈動成分を $\Delta A2$ とし、吸光度の比 $\Phi = \Delta A1 / \Delta A2$ を求め、所定関係、酸素飽和度 $S = f(\Phi)$ より酸素飽和度を求める。なお、上記実施の態様では、脈波信号から基本周波数を求め、マッチドフィルタを形成し、このフィルタによりノイズを除去することを例に挙げた。しかし、本願に係る発明における基本周波数を求める演算と、ノイズを除去する処理についての適用は脈波信号に留まらず、他の生体信号あるいは、生体信号に留まらずより広くは工業的な信号一般にも適用可能である。特に、周期性を有する連続的な信号や、同じ基本周波数を有する2つの信号への応用に適している。したがって、上記実施の態様において、赤外光 (IR) 脈波と赤色光 (RD) 脈波を、同じ基本周波数を有する2つの工業一般的信号と置き換えて適用することができる。それに伴って、SpC. IR、SpC. RD、Av. SpC. IR、Av. SpC. RD を、工業一般的信号をフーリエ変換して得られたスペクトルと置き換えて適用することができる。

#### 【0075】

【発明の効果】以上詳記したように、本発明の請求項1に係る信号処理方法は、同じ基本周波数を有し連続する第1の信号IRおよび第2の信号RDを処理する信号処理方法において、前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDのそれぞれについて、所定期間において、周波数スペクトルまたは周波数パワースペクトルを演算し、前記第1の信号IRの第1スペクトルSpC. IRと、前記第2の信号RDの第2スペクトルSpC. RDを演算するスペクトル演算ステップと、前記スペクトル演算ステップにより演算された前記第1スペクトルSpC. IRおよび前記第2スペクトルSpC. RDを用い、周波数軸上で、相互の差をとるスペクトル演算、または相互の差をとるスペクトル演算に加え、さらに正規化するスペクトル演算を行った結果に基づいて前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDの基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、第1の信号IRと第2の信号RDとが同じ基本周波数を有しているために、第1の信号IRと

第2の信号RDを用いてそれぞれのスペクトルの $(\text{SpC. IR} - \text{SpC. RD})$ または $\{1 - (\text{SpC. RD} / \text{SpC. IR})\}$ に基づいて演算することで、信号にノイズが含まれていても精度よく信号の基本周波数を演算することができる。

【0076】本発明の請求項2に係る信号処理方法は、請求項1に記載の信号処理方法において、基本周波数演算ステップにおいては、

$$\begin{aligned} & (\text{SpC. IR} - \text{SpC. RD}) / \text{SpC. RD} , \\ & (\text{SpC. IR} - \text{SpC. RD}) / \text{SpC. IR} , \\ & (\text{SpC. IR} - \text{SpC. RD}) / (\text{SpC. IR} + \text{SpC. RD}) , \\ & \{1 - (\text{SpC. RD} / \text{SpC. IR})\} / (\text{SpC. RD} / \text{SpC. IR}) , \\ & \{1 - (\text{SpC. RD} / \text{SpC. IR})\} / (\text{SpC. IR} / \text{SpC. IR}) , \text{または} \\ & \{1 - (\text{SpC. RD} / \text{SpC. IR})\} / \{1 + (\text{SpC. RD} / \text{SpC. IR})\} \end{aligned}$$

のうちいずれかのスペクトル演算の結果に基づいて、前記基本周波数を演算することを特徴とする。これにより、ノイズに起因する成分を抑制することができ、基本周波数をより抽出しやすくなることができる。

【0077】本発明の請求項3に係る信号処理方法は、同じ基本周波数を有し連続する第1の信号IRおよび第2の信号Rを処理する信号処理方法において、前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDのそれぞれについて、所定期間において、周波数スペクトルまたは周波数パワースペクトルを演算し、前記第1の信号IRから第1スペクトルSpC. IRを、前記第2の信号RDから第2スペクトルSpC. RDを演算するスペクトル演算ステップと、前記スペクトル演算ステップによる前記第1スペクトルSpC. IRおよび前記第2スペクトルSpC. RDを所定回数分、加算平均するスペクトル加算平均演算ステップと、前記スペクトル加算平均演算ステップにより加算平均された前記第1スペクトルAv. SpC. RD および加算平均された前記第2スペクトルAv. SpC. RD を用い、周波数軸上で相互の差をとるスペクトル演算または相互の差をとるスペクトル演算に加え、さらに正規化するスペクトル演算を行った結果に基づいて、前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDの基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、を含むことを特徴とする。このようにスペクトルの加算平均演算を用いることにより、スペクトルに現れるノイズを抑制して信号の基本周波数を演算することができる。

【0078】本発明の請求項4に係る信号処理方法は、請求項3に記載の信号処理方法において、前記基本周波数演算ステップにおいては、

$$\begin{aligned} & (\text{Av. SpC. IR} - \text{Av. SpC. RD}) / \text{Av. SpC. RD} , \\ & (\text{Av. SpC. IR} - \text{Av. SpC. RD}) / \text{Av. SpC. IR} , \\ & (\text{Av. SpC. IR} - \text{Av. SpC. RD}) / (\text{Av. SpC. IR} + \text{Av. SpC. RD}) , \\ & \{1 - (\text{Av. SpC. RD} / \text{Av. SpC. IR})\} / (\text{Av. SpC. RD} / \text{Av. SpC. IR}) , \end{aligned}$$

$\{1 - (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR})\} / (\text{Av. Spc. IR} / \text{Av. Spc. IR})$ 、または  
 $\{1 - (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR})\} / \{1 + (\text{Av. Spc. RD} / \text{Av. Spc. IR})\}$

のうちのいずれかのスペクトル演算の結果に基づいて、前記基本周波数を演算することを特徴とする。これにより加算平均されたスペクトルを演算に用いることにより、ノイズに起因する成分を抑制することができ、基本周波数をより抽出し易くすることができる。

【0079】本発明の請求項5に係る信号処理方法は、請求項1乃至請求項4のうちのいずれか1つに記載の信号処理方法において、さらに、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数およびその高調波の周波数を用いてフィルタを形成するフィルタ形成ステップと、前記フィルタ形成ステップにより形成されたフィルタにより、少なくとも前記第1の信号IRまたは前記第2の信号RDをフィルタリングするフィルタリングステップと、を含むことを特徴とする。これにより、ノイズが除去された信号から信号の特徴的な周波数成分である基本周波数成分とその高調波の周波数成分を抽出し信号を形成することができる。

【0080】本発明の請求項6に係る信号処理方法は、請求項5に記載の信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップは、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数が複数ある場合には、各基本周波数とその各々の高調波の周波数を用いてフィルタを形成することを特徴とする。これにより、基本周波数が変動した場合であっても、各基本周波数成分とその各々の高調波の周波数成分を抽出し信号を形成することができる。

【0081】本発明の請求項7に係る信号処理方法は、請求項5または請求項6に記載の信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタの特性は、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心として幅を持った矩形状であることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をも取り込んで信号を形成することができる。

【0082】本発明の請求項8に係る信号処理方法は、請求項5または請求項6に記載の信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタは、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心としたガウス特性フィルタであることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をガウス分布的に取り込んで信号を形成することができる。

【0083】本発明の請求項9に係る信号処理方法は、請求項1乃至請求項8のうちのいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDはいずれも脈波信号であることを特徴とする。こ

れにより生体の脈波信号から基本周波数と求め、その特徴的な周波数成分を抽出し脈波を形成することができる。

【0084】本発明の請求項10に係る信号処理方法は、請求項5乃至請求項8のうちのいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDはいずれも脈波信号であり、さらに、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号IRまたは前記第2の信号RDのうちフィルタリングした方の信号を表示するステップと、を含むことを特徴とする。これにより生体の脈波信号から脈波の特徴的な周波数成分を抽出して脈波を形成し、表示することができる。

【0085】本発明の請求項11に係る信号処理方法は、請求項5乃至請求項8のうちのいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の信号IRは生体の動脈を透過または反射した赤外光により得られた脈波信号であり、前記第2の信号RDは生体の動脈を透過または反射した赤色光により得られた脈波信号であり、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号IRおよび前記第2の信号RDのいずれをもフィルタリングし、さらに、前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた前記第1の信号IRまたは前記第2の信号RDを用いて酸素飽和度を演算する酸素飽和度演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、フィルタされた脈波を用いて精度よく酸素飽和度を演算することができる。

【0086】本発明の請求項12に係る信号処理方法は、周期性を有し連続する信号を検出する信号検出ステップと、前記信号検出ステップにより検出された信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、前記基本周波数演算ステップより演算された信号の基本周波数とその高調波の周波数を用いてフィルタリング周波数を形成するフィルタ形成ステップと、前記フィルタフィルタにより形成されたフィルタを用いて、前記信号をフィルタリングするフィルタリングステップと、を含むことを特徴とする。これにより、周期性を有し連続する信号について、基本周波数とその高調波の周波数の周波数成分を抽出し信号を形成することができる。

【0087】本発明の請求項13に係る信号処理方法は、同じ基本周波数を有し連続する第1の信号および第2の信号を処理する信号処理方法において、前記第1の信号および前記第2の信号を検出するステップと、前記第1の信号および前記第2の信号のうち少なくともいずれか一方を用いて信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、前記基本周波数演算ステップにより演算された基本周波数とその高調波の周波数を用いてフィルタを形成するフィルタ形成ステップと、を含むことを特徴とする。これにより同じ基本周波数を有し連続する2つの信号について、その基本周波数とその高調波の周波数の周波数成分を抽出し信号を形成するためのフィルタを形成することができる。

【0088】本発明の請求項14に係る信号処理方法は、請求項13に記載の信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップは、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数が複数ある場合には、各基本周波数とその各々の高調波の周波数を用いてフィルタを形成することを特徴とする。これにより2つの信号の基本周波数が変動する場合であっても、その各基本周波数とその各々の高調波の周波数の周波数成分を抽出し信号を形成するためのフィルタを形成することができる。

【0089】本発明の請求項15に係る信号処理方法は、請求項13または請求項14に記載の信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタの特性は、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心として幅を持った矩形状であることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をも取り込んで信号を形成することができる。

【0090】本発明の請求項16に係る信号処理方法は、請求項13または請求項14に記載の信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタは、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心としたガウス特性フィルタであることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をガウス分布的に取り込んで信号を形成することができる。

【0091】本発明の請求項17に係る信号処理方法は、請求項12乃至請求項16のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の信号および前記第2の信号はいずれも脈波信号であることを特徴とする。これにより生体の脈波信号から基本周波数を求め、特徴的な周波数成分を抽出し脈波を形成することができる。

【0092】本発明の請求項18に係る信号処理方法は、請求項12乃至請求項16のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の信号および前記第2の信号はいずれも脈波信号であり、さらに、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号または前記第2の信号のうちフィルタリングした方の信号を表示するステップと、を含むことを特徴とする。これにより、フィルタされた脈波信号を表示することができる。

【0093】本発明の請求項19に係る信号処理方法は、請求項12乃至請求項16のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の信号は生体の動脈を透過または反射した赤外光により得られた脈波信号であり、前記第2の信号は生体の動脈を透過または反射した赤色光により得られた脈波信号であり、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号および前記第2の信号のいずれをもフィルタリングし、さらに、前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた前記第

1の信号または前記第2の信号を用いて酸素飽和度を演算する酸素飽和度演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、フィルタされた脈波を用いて精度よく酸素飽和度を演算することができる。

【0094】本発明の請求項20に係る脈波信号処理方法は、同じ基本周波数を有する生体の第1の脈波信号と第2の脈波信号を処理する脈波信号処理方法において、前記第1の脈波信号の脈動成分 $\Delta A1$ を検出する第1の脈動成分検出ステップと、前記第2の脈波信号の脈動成分 $\Delta A2$ を検出する第2の脈動成分検出ステップと、前記第1の脈波信号の脈動成分と前記第2の脈波信号の脈動成分の比 $\Phi$ を演算する脈動成分演算ステップと、所定期間において、周波数スペクトルまたは周波数パワースペクトルを演算し、前記脈波信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、脈拍ごとに得られる脈動成分の差を演算することにより、脈波の基本周波数を求めることができる。

【0095】本発明の請求項21に係る脈波信号処理方法は、同じ基本周波数を有する生体の第1の脈波信号と第2の脈波信号を処理する脈波信号処理方法において、前記第1の脈波信号の脈動成分 $\Delta A1$ を検出する第1の脈動成分検出ステップと、前記第2の脈波信号の脈動成分 $\Delta A2$ を検出する第2の脈動成分検出ステップと、前記第1の脈波信号の脈動成分と前記第2の脈波信号の脈動成分の比 $\Phi$ を演算する脈動成分演算ステップと、所定期間において、周波数スペクトルまたは周波数パワースペクトルを演算することを所定回数行うスペクトル演算ステップと、前記所定回数分演算されたスペクトルを加算平均するスペクトル加算平均演算ステップと、前記加算平均されたスペクトルから前記脈波信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、前記加算平均されたスペクトルから前記脈波信号の基本周波数を演算する基本周波数演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、脈動成分の差を演算して脈波の基本周波数を求めるためにあたって、スペクトルの加算平均を演算することによりノイズを抑制でき、より脈波の基本周波数を抽出し易くすることができる。

【0096】本発明の請求項22に係る脈波信号処理方法は、請求項20または請求項21のうちいずれか1つに記載の脈波信号処理方法において、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数およびその高調波の周波数を用いてフィルタを形成するフィルタ形成ステップと、前記フィルタ形成ステップにより形成されたフィルタにより、少なくとも前記第1の脈波信号または前記第2の脈波信号をフィルタリングするフィルタリングステップと、を含むことを特徴とする。これにより脈波信号の特徴が現れる基本周波数とその高調波の周波数の周波数成分を抽出し脈波を形成するためのフィルタを形成することができる。

【0097】本発明の請求項23に係る脈波信号処理方法は、請求項22に記載の脈波信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップは、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数が複数ある場合には、各基本周波数とその各々の高調波の周波数を用いてフィルタを形成することを特徴とする。これにより脈波信号の基本周波数が変動する場合であっても、その各基本周波数とその各々の高調波の周波数の周波数成分を抽出し脈波を形成するためのフィルタを形成することができる。

【0098】本発明の請求項24に係る脈波信号処理方法は、請求項22または請求項23に記載の脈波信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタの特性は、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心として幅を持った矩形状であることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をも取り込んで脈波信号を形成することができる。

【0099】本発明の請求項25に係る脈波信号処理方法は、請求項22または請求項23に記載の脈波信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタは、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心としたガウス特性フィルタであることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をガウス分布的に取り込んで脈波信号を形成することができる。

【0100】本発明の請求項26に係る脈波信号処理方法は、請求項22乃至請求項25のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、さらに、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の信号または前記第2の信号のうちフィルタリングした方の信号を表示するステップと、を含むことを特徴とする。これにより、フィルタされた脈波信号を表示することができる。

【0101】本発明の請求項27に係る脈波信号処理方法は、請求項22乃至請求項25のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記第1の脈波信号は生体の動脈を透過または反射した赤色光により得られた脈波信号であり、前記第2の脈波信号は生体の動脈を透過または反射した赤外光により得られた脈波信号であり、前記フィルタリングステップにおいて前記第1の脈波信号および前記第2の脈波信号のいずれをもフィルタリングし、さらに、前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた前記第1の脈波信号または前記第2の脈波信号を用いて酸素飽和度を演算する酸素飽和度演算ステップと、を含むことを特徴とする。これにより、フィルタされた脈波を用いて精度よく酸素飽和度を演算することができる。

【0102】本発明の請求項28に係る脈波信号処理方法は、生体において脈拍または心拍の周波数を検出する基本周波数検出ステップと、前記基本周波数検出ステッ

プより検出された前記脈拍または前記心拍の周波数とその高調波の周波数を用いてフィルタリング周波数を形成するフィルタ形成ステップと、前記フィルタフィルタにより形成されたフィルタを用いて、脈波信号をフィルタリングするフィルタリングステップと、を含むことを特徴とする。これにより、脈拍または心拍の周波数から基本周波数を検出し、この基本周波数とその高調波の周波数を用いたフィルタにより脈波をフィルタリングし、脈波の特徴的な周波数成分を抽出し脈波を形成することができる。

【0103】本発明の請求項29に係る脈波信号処理方法は、請求項28に記載の脈波信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップは、前記基本周波数演算ステップによって演算された前記基本周波数が複数ある場合には、各基本周波数とその各々の高調波の周波数を用いてフィルタを形成することを特徴とする。これにより、脈波の基本周波数が変動した場合であっても、各基本周波数成分とその各々の高調波の周波数成分を抽出し脈波を形成することができる。

【0104】本発明の請求項30に係る脈波信号処理方法は、請求項28または請求項29に記載の脈波信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタの特性は、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心として幅を持った矩形状であることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をも取り込んで脈波信号を抽出することができる。

【0105】本発明の請求項31に係る脈波信号処理方法は、請求項28または請求項29に記載の脈波信号処理方法において、前記フィルタ形成ステップにおいて、前記フィルタは、前記基本周波数およびその高調波の周波数をそれぞれ中心としたガウス特性フィルタであることを特徴とする。これにより、基本周波数とその高調波の周波数の周辺の周波数成分をガウス分布的に取り込んで脈波信号を形成することができる。

【0106】本発明の請求項32に係る脈波信号処理方法は、請求項28乃至請求項31のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、さらに前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた脈波信号を表示するステップと、を含むことを特徴とする。これによりフィルタされた脈波を表示するためである。

【0107】本発明の請求項33に係る脈波信号処理方法は、請求項28乃至請求項31のうちいずれか1つに記載の信号処理方法において、前記脈波信号は生体の動脈を透過または反射した赤外光により得られた第1脈波信号、および生体の動脈を透過または反射した赤色光により得られた第2脈波信号であり、前記フィルタリングステップにおいて前記第1脈波および前記第2脈波信号のいずれをもフィルタリングし、さらに、前記フィルタリングステップにおいてフィルタされた前記第1脈波お

よび前記第2脈波号を用いて酸素飽和度を演算する酸素飽和度演算ステップとを含むことを特徴とする。これにより、フィルタされた脈波を用いて精度よく酸素飽和度を演算することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本実施の形態に係る脈波信号処理を行う酸素飽和度測定装置の構成を示す図である。

【図2】本実施の形態に係る脈波信号処理のフローチャートを示す図である。

【図3】本実施の形態に係る脈波信号処理のタイムチャートを示す図である。

【図4】(a)は赤外光脈波のスペクトルを示す図、(b)は赤色光脈波のスペクトルを示す図である。

【図5】(a)は脈波の基本周波数を求めるためのスペクトルの演算結果を示す図、(b)は脈波の基本周波数を求めるためのスペクトルの演算結果を示す図である。

【図6】(a)は脈波をフィルタするためのフィルタリング周波数を示す図、(b)は脈波をフィルタするための矩形の周波数特性フィルタを示す図、(c)は脈波をフィルタするためのガウス特性フィルタを示す図である。

【図7】(a)は脈波をフィルタするための矩形の周波数特性フィルタを示す図、(b)は脈波をフィルタするための矩形の周波数特性フィルタを示す図、(c)は脈波をフィルタするための矩形の周波数特性フィルタを示す図である。(d)は脈波をフィルタするためのガウス特性フィルタを示す図、(e)は脈波をフィルタするためのガウス特性フィルタを示す図、(f)は脈波\*

\*をフィルタするためのガウス特性フィルタを示す図、

(g)は脈波をフィルタするためのフィルタリング周波数を示す図である。

【図8】本実施の形態に係る脈波信号処理のタイムチャートを示す図である。

【図9】本実施の形態に係る脈波信号処理のタイムチャートを示す図である。

【図10】本実施の形態に係る脈波信号処理のタイムチャートを示す図である。

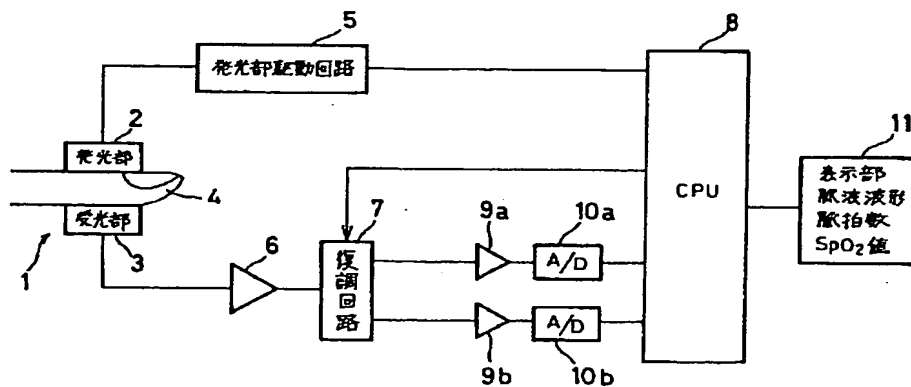
【図11】赤外光脈波と赤色光脈波の差分のスペクトルを示す図である。

【図12】脈波の基本周波数を求めるためのスペクトルの演算結果を示す図である。

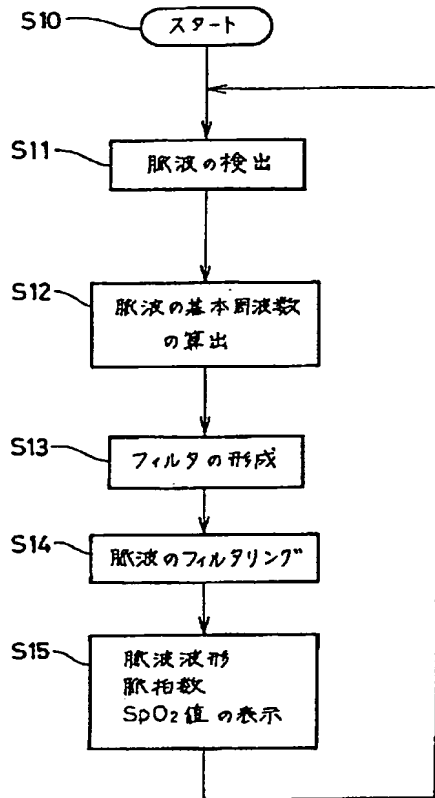
【符号の説明】

- |     |          |
|-----|----------|
| 1   | プローブ     |
| 2   | 発光部      |
| 3   | 受光部      |
| 4   | 生体組織(指)  |
| 5   | 発光部駆動回路  |
| 6   | 受光信号増幅回路 |
| 7   | 復調回路     |
| 8   | CPU      |
| 9a  | 増幅器      |
| 9b  | 増幅器      |
| 10a | A/D変換器   |
| 10b | A/D変換器   |
| 11  | 表示部      |

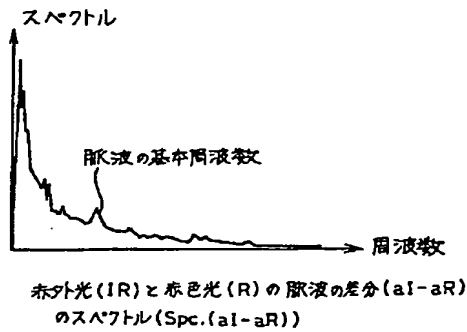
【図1】



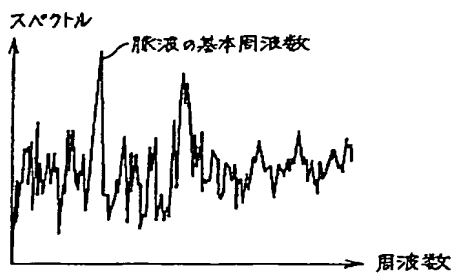
【図2】



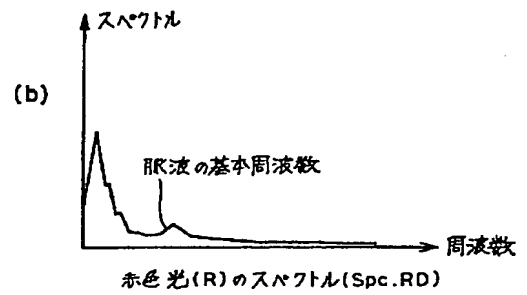
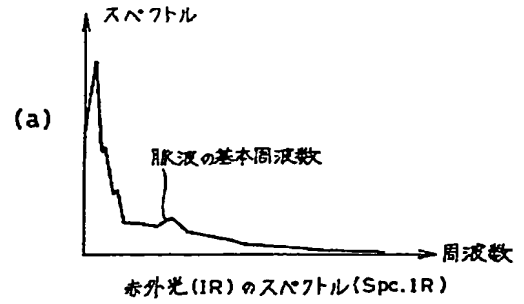
【図11】



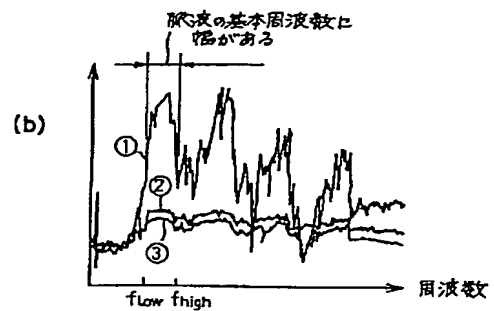
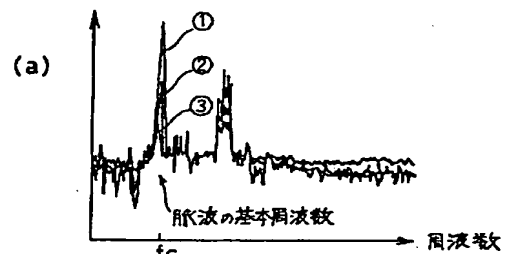
【図12】



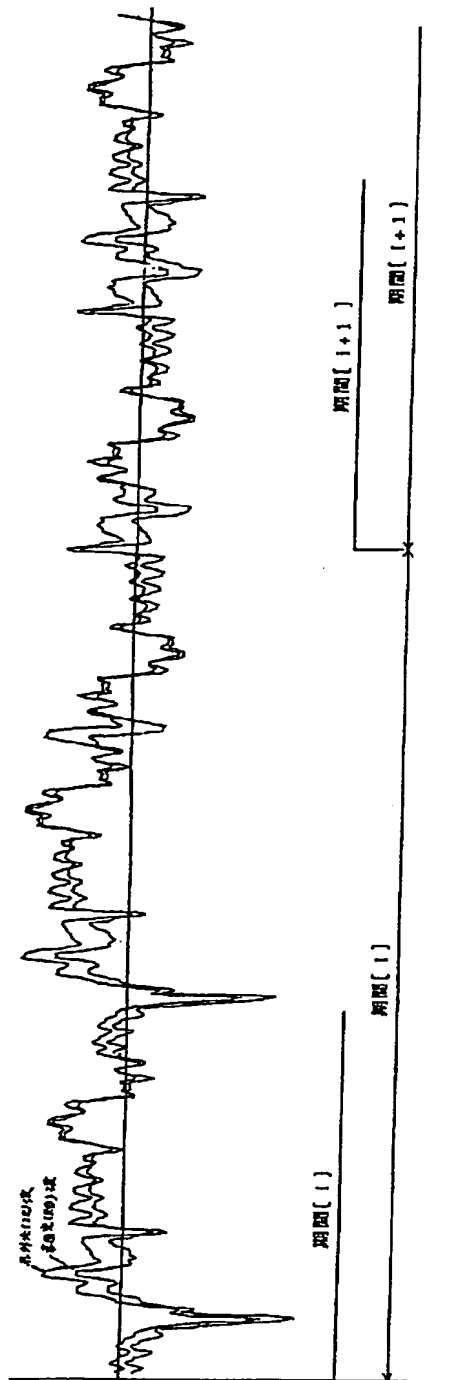
【図4】



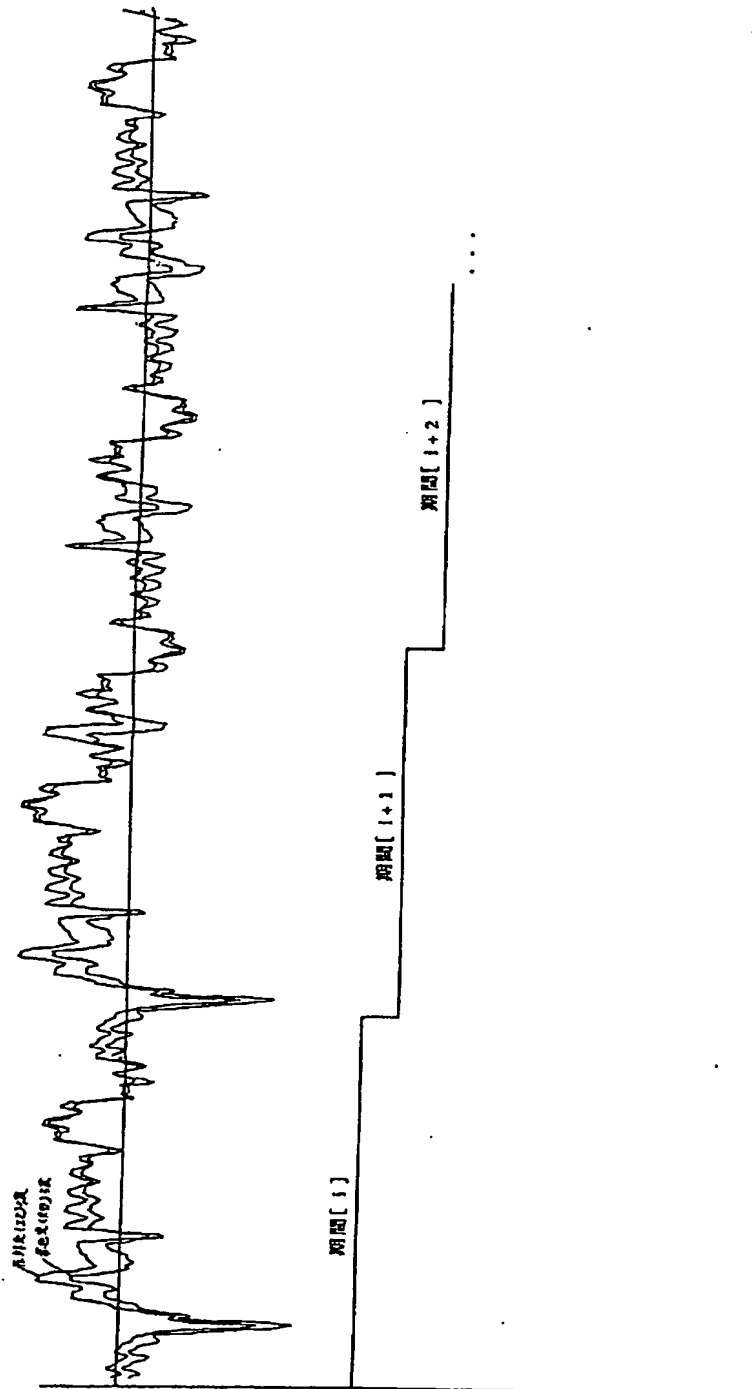
【図5】



【図3】

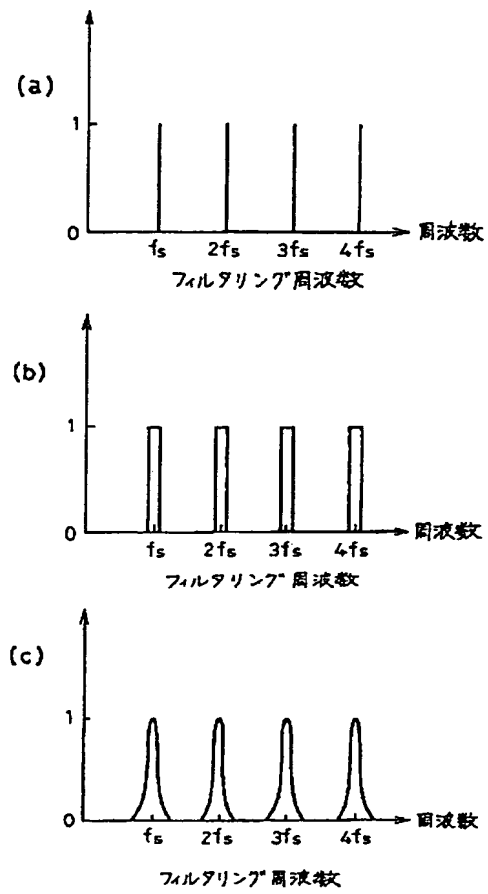


【図8】

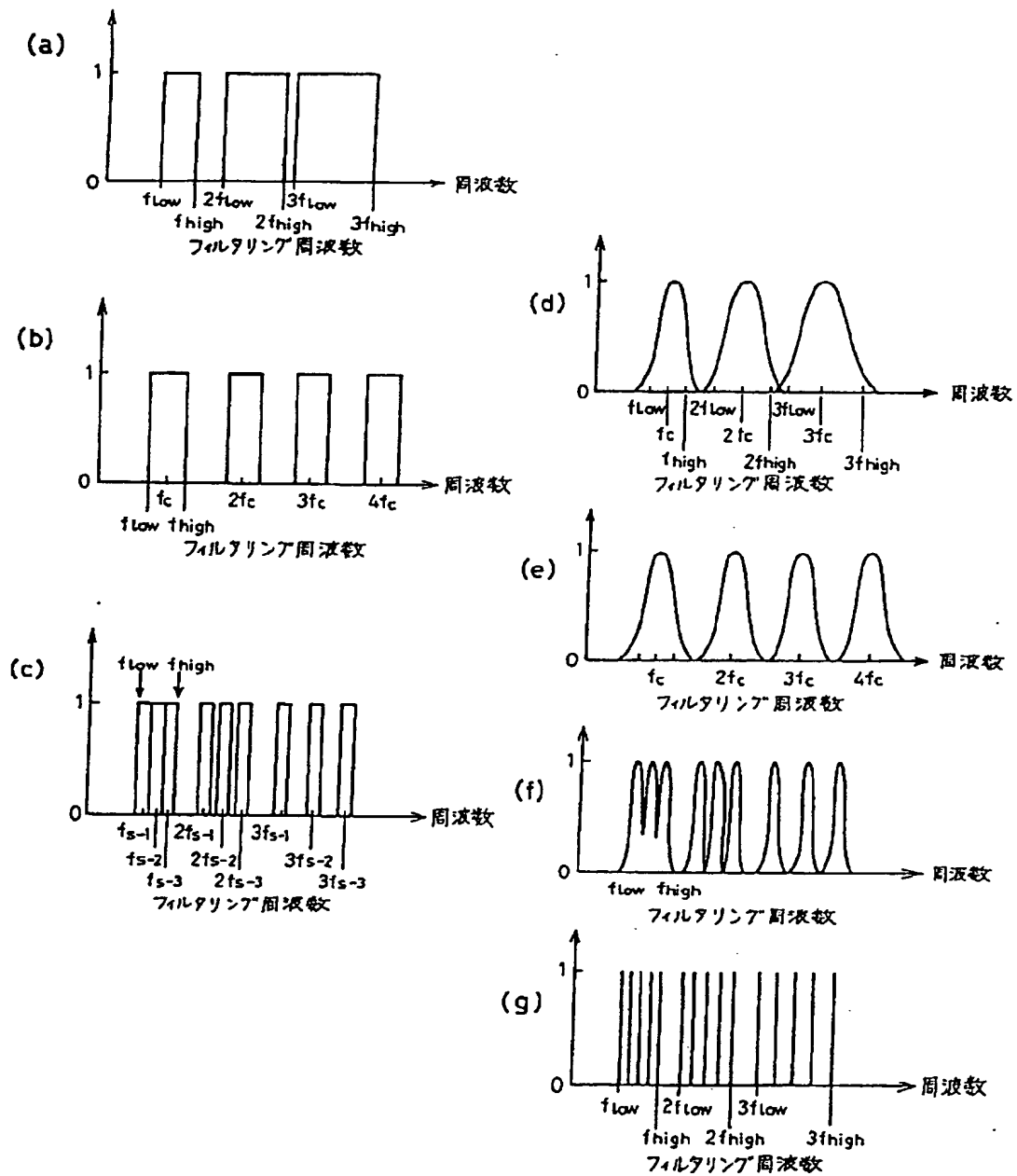




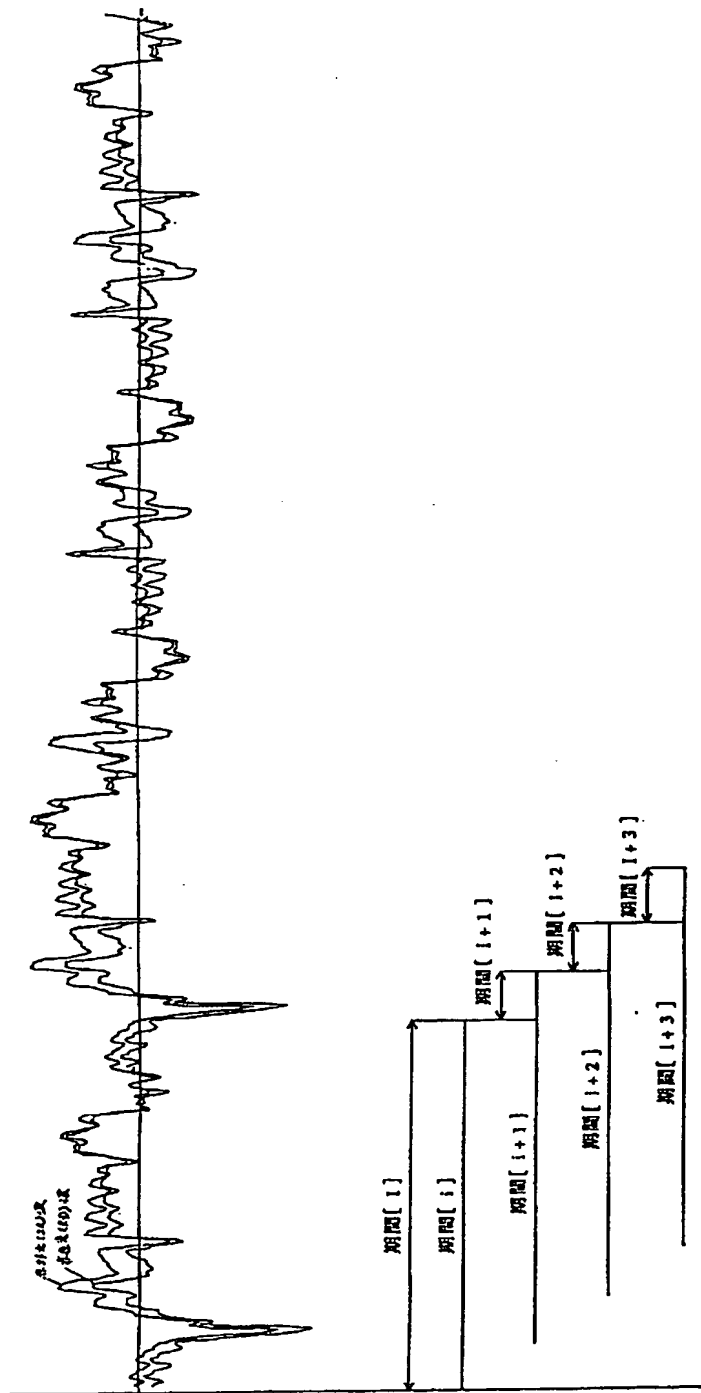
【図6】



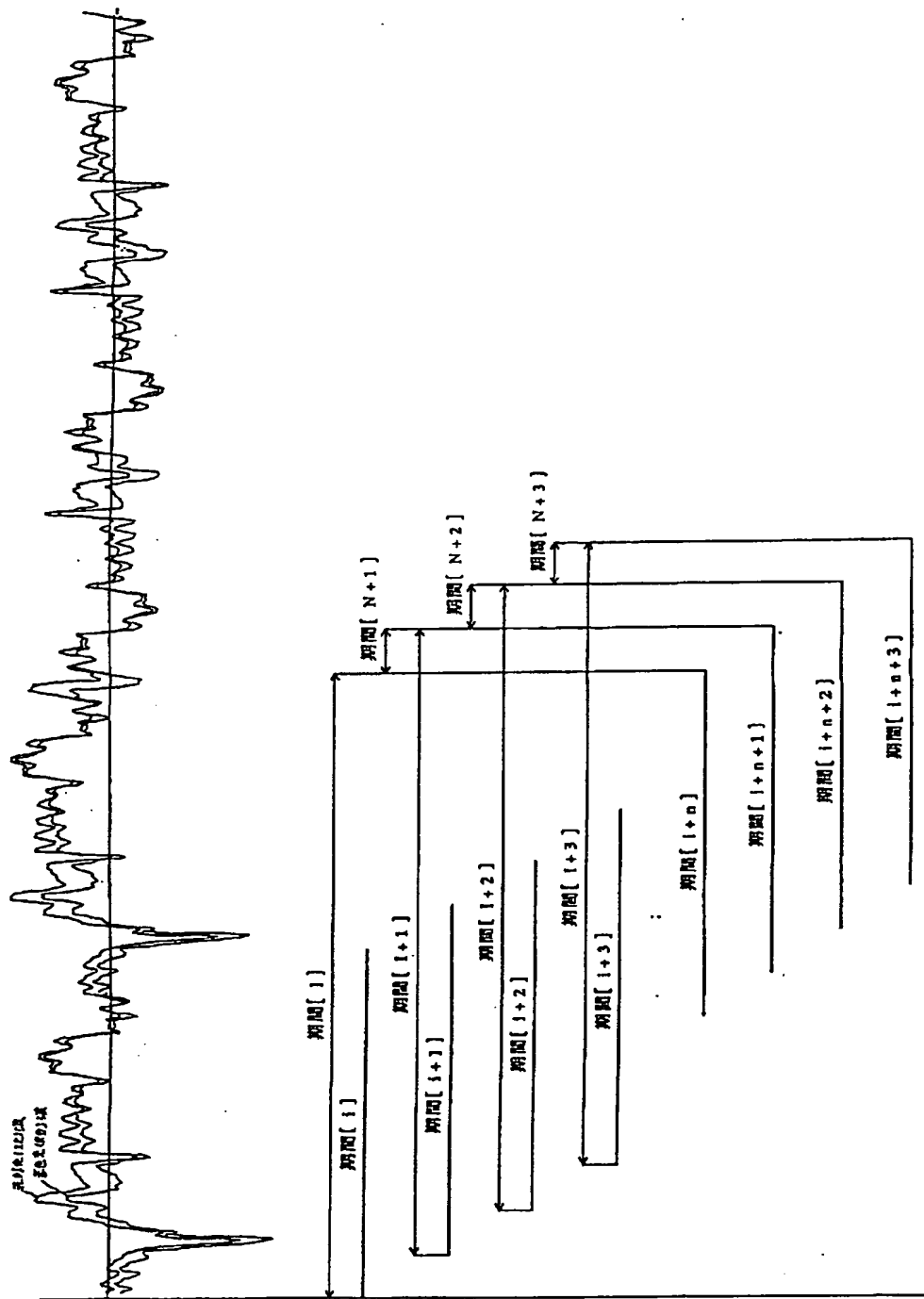
【図7】



【図9】



【図10】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**